

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta strojní



DIPLOMOVÁ PRÁCE

2011

Petr Henyš

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta strojní

Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Studijní program: **M 2301 Strojní inženýrství**

Studijní obor: **3901T003 Aplikovaná mechanika**

Zaměření: **Inženýrská mechanika**

Návrh a realizace přístroje měřícího primární stabilitu meziobratlových plotének

Design and Implementation of Instruments for Measuring the Primary Stability of Intervertebral Discs

Autor: **Bc. Petr Henyš**

Vedoucí práce: **Ing. Lukáš Čapek Ph.D.**

Konzultant: **MUDr. Pavel Buchvald**

Rozsah práce:

Počet stran:	81
Počet obrázků:	61
Počet tabulek:	09
Počet grafů:	31
Počet příloh:	07

V Liberci 27. Května 2011

ABSTRAKT

Cílem této práce je konstrukce experimentálního zařízení, které bude schopno identifikovat primární stabilitu ploténkové náhrady a vyhodnotit ji. V první části jsou shrnuty poznatky o anatomii páteře, o důvodech ztráty její funkčnosti a v závěru kapitoly jsou uvedeny diagnostické metody užívané v lékařství. Další kapitola je věnována fyzikálnímu principu měřicího zařízení a jeho konstrukci. Konstrukční část je rozdělena na návrh budícího zařízení, zesilovače a řídicího programu. Ovládací program je napsán v prostředí NI Labview. Poslední část práce se zabývá měřením in vitro a vyhodnocením naměřených dat. Byla provedena různá měření s podmínkami, které se přibližují reálnému prostředí. V závěru práce jsou shrnuty a diskutovány výsledky.

Klíčová slova: páteř, meziobratlová ploténka, implantát, biomechanika, vibrační analýza, aktuátor, vlastní frekvence, rezonance, zrychlení, metoda konečných prvků

ABSTRACT

The aim of this dissertation is to design an experimental device that will be able to identify the primary stability of the intervertebral disc replacement and evaluate it. The first section summarizes the information on the anatomy of the spine and the loss of its function. At the end of this section are presented diagnostic methods used in medicine. The next chapter is devoted to the physical principle of the measuring device and its construction. The design section is divided into three parts (design of exciter, its amplifier and control program written in NI Labview). The last part deals with the measurement and evaluation of experimental data in vitro. Various measurements were performed under conditions which were similar to real conditions. Finally, the results are summarized and discussed.

Key words: spine, intervertebral disc, implant, biomechanics, vibration analysis, actuator, natural frequency, resonance, acceleration, finite element method

PROHLÁŠENÍ

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č.121/2000 o právu autorském, zejména § 60 (školní dílo).

Beru na vědomí, že TUL má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé DP a prohlašuji, že **souhlasím** s případným užitím mé diplomové práce (prodej, zapůjčení apod.)

Jsem si vědom toho, že užít své diplomové práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem TUL, která má právo ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených univerzitou na vytvoření díla (až do jejich skutečné výše).

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce a konzultantem.

Datum

Podpis

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval panu Ing. Lukáši Čapkovi Ph.D. za jeho profesionální vedení, cenné připomínky a trpělivost.

Dále bych rád poděkoval nadaci ČVUT MEDIA LAB za finanční podporu.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A VELIČIN

Značka	Veličina	Základní jednotka
f_a	Rezonanční frekvence aktuátoru	[Hz]
U_{in}	Napájecí napětí aktuátoru	[V]
F	Blokovací síla aktuátoru	[N]
ΔX_{out}	Volný ohyb aktuátoru	[m]
E	Modul pružnosti	[N/m ²]
ρ	Průměrná hustota	[kg/m ³]
B	Magnetická indukce	[tesla]
L_v	Délka vetknutí aktuátoru	[m]
f_n	Rezonanční frekvence nosníku č. 2	[Hz]
J	Kvadratický moment průřezu	[m ⁴]
L_n	Efektivní délka nosníku č. 2	[m]
U_1, U_2	Napětí na děliči v zesilovači	[V]
R_1, R_2	Hodnoty odporů na děliči zesilovače	[Ω]
R_z	Odpor zátěže připojené k děliči	[Ω]
Z	Impedance	[Ω]
U_s	Napětí na sekundárním vynutí transformátoru	[V]
I	Proud dodávaný zdrojem	[A]
P	Elektrický výkon	[W]
f_s	Vzorkovací frekvence	[Hz]
$f_{spektra}$	Nejvyšší frekvence ve zkoumaném spektru	[Hz]
Δt	Vzorkovací interval	[s]
N	Počet vzorků	[-]
f_p	Nyquistova frekvence	[Hz]
a_k	Amplituda složek signálu dvoustranného spektra	[V]
A_k	Amplituda složek signálu jednostranného spektra	[V _{rms}]
A	Amplituda generovaného signálu	[V]
f_l	Počáteční frekvence vztažená na počet cyklů	[Hz/n]
f_2	Koncová frekvence vztažená na počet cyklů	[Hz/n]

MKP (FEM)	Metoda konečných prvků (Finite element analysis)
CT	Počítačová tomografie (Computer tomography)
MR (MRI)	Magnetická rezonance (Magnetic resonance imaging)
FBBS	Failed back surgery syndrome

OBSAH

1	ÚVOD	1
2	VYBRANÉ KAPITOLY Z ANATOMIE.....	3
2.1	Anatomie páteře (<i>columna vertebralis</i>)	3
2.2	Pohyblivost páteře	4
2.3	Obratle (<i>vertebrae</i>).....	6
2.3.1	Obratle krční (<i>vertebrae cervicales</i>).....	7
2.3.2	Obratle hrudní (<i>vertebrae thoracicae</i>).....	9
2.3.3	Obratle bederní (<i>vertebrae lumbales</i>).....	9
2.4	Spojení na páteři.....	10
2.4.1	Meziobratlová destička (<i>discus intervertebralis</i>)	10
2.5	Strukturální vlastnosti obratle	12
3	ONEMOCNĚNÍ PÁTEŘE A JEJÍ LÉČEBNÝ PROCES	13
3.1	Osteoporóza.....	13
3.2	Degenerativní onemocnění.....	13
4	ZOBRAZOVACÍ METODY V LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICE	16
4.1	Počítačová tomografie CT.....	16
4.2	Magnetická rezonance MR.....	17
4.3	Ultrazvuk.....	17
5	PÁTEŘNÍ IMPLANTÁTY.....	19
5.1	Osseointegrace	19
5.2	Stabilita implantátu.....	20

6	KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ ZAŘÍZENÍ PRO VIBRAČNÍ ANALÝZU	21
6.1	Návrh vibračního mechanismu s vetknutým piezo – aktuátorem	22
6.2	Parametry piezo – aktuátoru.....	23
6.3	Modifikovaná konstrukce vibrační hlavy	26
7	ZESILOVAČ PRO BUZENÍ VIBRAČNÍHO ELEMENTU.....	27
7.1	Konstrukce nízkofrekvenčního symetrického zesilovače.....	28
7.2	Úprava vstupního napětí.....	28
7.3	Napájecí zdroj	29
7.4	Proudová ochrana na primárním vinutí transformátoru.....	29
7.5	Úprava výstupu zesilovače pro piezo aktuátor	30
7.6	Frekvenční charakteristika zesilovače.....	30
8	REALIZACE ŘÍDÍCÍHO A VYHODNOCOVACÍHO PROGRAMU	31
8.1	Úvod do zpracování signálů.....	31
8.1.1	Vzorkování posloupností impulzů.....	31
8.1.2	Aliasing.....	32
8.1.3	Rozdíl mezi časovou a frekvenční reprezentací signálu.....	33
8.1.4	Parsevalův teorém.....	33
8.1.5	Diskrétní Fourierova transformace	33
8.1.6	Fázová a amplitudová informace o signálu	34
8.1.7	Pozitivní a negativní frekvence	34
8.1.8	Dvoustranná, centrovací transformace	35
8.1.9	Výkonové spektrum.....	35
8.1.10	Transformace dvoustranného spektra na jednostranné	35
8.1.11	Vzájemné výkonové spektrum.....	35
8.1.12	Váhové funkce	36
8.1.13	Koherence	36

8.2	Sestavení frekvenční odezvové funkce.....	37
8.3	Návrh programu pro měření odezvové funkce.....	37
8.3.1	Generování a zachytávání signálu	38
8.3.2	Vytvoření virtuálních kanálů a propojení s programem v Labview.....	38
8.3.3	Nastavení vzorkování signálu.....	39
8.3.4	Způsoby generování budícího signálu	40
8.4	Detekce časových změn ve frekvenční charakteristice.....	41
8.5	Úprava jednotek a měřítka signálů.....	41
8.6	Návrh programu pro analýzu rázovým kladívkem.....	42
9	EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ ZAŘÍZENÍ	43
9.1	Základní měřicí schéma	46
9.2	Volba implantátu	46
9.3	Identifikace rezonančních frekvencí vibračního zařízení.....	47
9.3.1	Frekvenční charakteristika s vibrační hlavou č. 1	47
9.3.2	Frekvenční charakteristika s modifikovanou vibrační hlavou.....	50
9.3.3	Vzájemné porovnání charakteristik	50
9.3.4	Porovnání s výsledky z analýzy rázovým kladívkem.....	52
9.4	Příprava a počáteční podmínky experimentů.....	53
9.5	Pasivní měření – experiment bez zesilovačů a akcelerometru	53
9.5.1	Měření s polyethylenovými kvádry – 1a	54
9.5.2	Měření s dentální modelovací hmotou – 1b	55
9.6	Aktivní měření - experiment s akcelerometrem a zesilovači	56
9.6.1	Experiment s polyethylenovými kvádry - 2a.....	56
9.6.2	Experiment s dentální modelovací hmotou - 2b.....	57
9.6.3	Experiment s polyethylenovými kvádry - 2a`	58
9.6.4	Experiment s dentální modelovací hmotou - 2b`	58

9.7	Měření ve vertikální poloze	59
9.7.1	Experiment s polyethylenovými kvádry - 3a.....	60
9.7.2	Experiment s dentální modelovací hmotou - 3b.....	61
9.7.3	Experiment s polyethylenovými kvádry - 3a`	61
9.7.4	Experiment s dentální modelovací hmotou - 3b`	62
9.8	Vliv roviny měření na frekvenční spektrum v horizontální poloze	63
9.8.1	Experiment s polyethylenovými kvádry - 4a.....	64
9.8.2	Experiment s dentální modelovací hmotou - 4b.....	64
9.8.3	Experiment s polyethylenovými kvádry - 4a`	65
9.8.4	Experiment s dentální modelovací hmotou - 4b`	66
9.9	Vliv roviny měření na frekvenční spektrum ve vertikální poloze.....	66
9.9.1	Experiment s polyethylenovými kvádry - 5a.....	67
9.9.2	Experiment s dentální modelovací hmotou - 5b.....	67
9.9.3	Experiment s polyethylenovými kvádry - 5a`	68
9.9.4	Experiment s dentální modelovací hmotou - 5b`	69
9.10	Vliv časové změny tuhosti v uložení - 6c.....	70
10	INTERPRETACE NAMĚŘENÝCH DAT.....	72
10.1	Globální hodnocení dat	72
10.2	Lokální hodnocení dat.....	72
10.2.1	Výkon sub spektra.....	72
10.2.2	Porovnání amplitud vybraných rezonancí.....	73
10.2.3	Integrál z vybrané plochy tvořené body rezonancí	74
10.3	Měření na kadáveru páteřního segmentu	75
10.3.1	Měření s vibrační hlavou č. 1 - 7d	76
10.3.2	Měření s modifikovanou vibrační hlavou č. 1 - 7d`	77
11	ZÁVĚR	78
11.1	Porovnání vlastností a návrh zlepšení vibrační hlav.....	78

11.1.1	Bezkontaktní buzení soustavy.....	78
11.2	Zhodnocení výsledků měření.....	80
11.3	Budoucí vývoj.....	81

1 ÚVOD

Degenerativní onemocnění páteře patří k častým chorobám, jejíž společenským důsledkem je neschopnost postiženého vykonávat zaměstnání. Cílem léčby je tedy navrátit pacienta do aktivního života a do zaměstnání. Ukazuje se, že bolesti páteře, v jejíž pozadí může být diskogenní původ, se mohou objevit již v dětství a dospívání [1]. Četnost výskytu bolestí se zvyšuje s věkem.

Léčba diskogenních onemocnění může probíhat v lehčích případech konzervativní cestou. Pokud konzervativní způsob léčby selže, nastupuje operativní léčba. Operace plotének se provádějí od poloviny minulého století. V roce 1934 Mixter a Baar ([2,3]) zjistili, že příčinou ischialgie je mechanická komprese míšního kořene. S přibývajícím počtem provedených operací (diskektomie) se začíná objevovat syndrom zvaný „*failed back surgery syndrome*” nebo také FBBS. Tento syndrom definuje stav, kdy po operaci v oblasti lumbální páteře, pociťuje pacient bolesti v dolní části páteře nebo v dolních končetinách. Takový stav je označen jako neúspěšný zákrok. Snaha minimalizovat problém FBBS vedla k vývoji nových operačních technik, například mikrochirurgické a perkutánní přístupy [4].

Ukázalo se, že nahrazením problémové ploténky vhodným syntetickým materiálem, například ve tvaru klíčky, lze zajistit stabilitu páteře a odstranit bolest. Materiál použitého implantátu musí být biokompatibilní, lépe bioaktivní. Implantát musí být schopen přenést fyziologická zatížení. V souvislosti s implantátem se zavádějí pojmy primární a sekundární stabilita. Lze jimi popsat míru kvality spojení mezi implantátem a kostí. Tyto veličiny úzce souvisí s úspěšností operace. Operátor nemá k dispozici nástroj, kterým by mohl objektivně posoudit, zda je implantát vložen dobře, zda zvolil vhodnou velikost. Pokud je implantát zaveden nevhodně a dochází k jeho uvolnění, nastupují komplikace. Může vzniknout takzvaný pakloub (vazivové spojení) a páteř ztrácí stabilitu.

V 90. letech minulého století se Meredith v práci [5] zabýval problémem stability dentálních implantátů. Zjistil, že existuje souvislost mezi stabilitou implantátu a jeho rezonanční frekvencí.

Technika hodnocení stability dentálních implantátů je dnes velmi propracovaná a její výsledky podtrhává fakt, že je mezi doktory používaná. Logickým krokem je tedy položit si otázku, zda lze podobné metody využít v případě bederních a krčních implantátů.

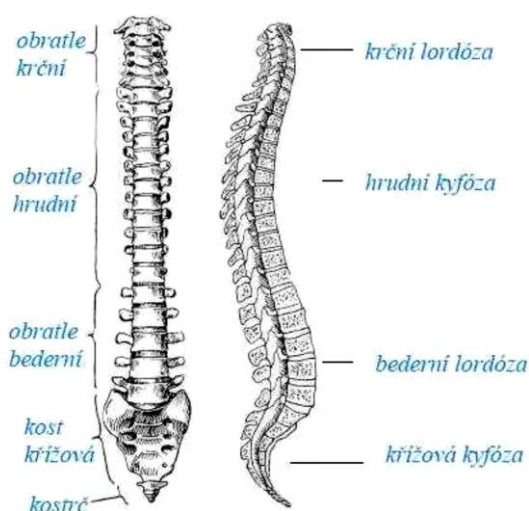
Tato práce vychází z předpokladu, že primární stabilita ovlivňuje frekvenční charakteristiku připojeného instrumentária. V konstrukční části práce je rozebírán způsob jaké prostředky použít k buzení soustavy a jakou veličinu měřit. Vedle konstrukce fyzického zařízení byl navržen i software pro řízení generování budícího signálu a zachytávání odezvy systému. V poslední části byla provedena celá řada experimentů zahrnující různé konfigurace měřeného systému. Konfigurace byly stanoveny na základě úvah o různých vlivech na měřicí proces. Na konci experimentální části je proveden souhrnný rozbor výsledků a příprava na finální experiment. Na závěr práce jsou diskutovány výsledky a nastínění dalšího vývoje zařízení.

2 VYBRANÉ KAPITOLY Z ANATOMIE

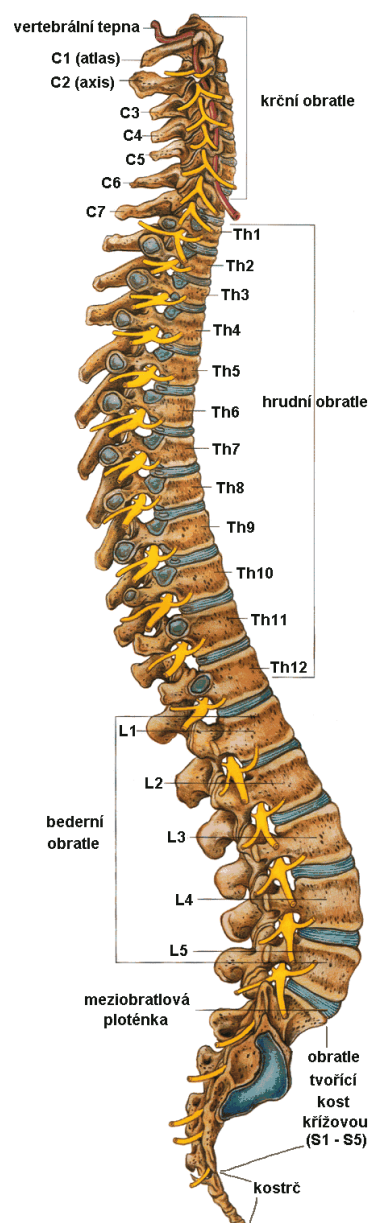
Tato kapitola je věnována popisu anatomie páteře se zaměřením na struktury obratlů a ploténky. Záměrně zde nejsou popsány všechny detaily, protože nejsou užitečné v této práci. V textu se vyskytují často odborná názvosloví, jejichž význam je uveden v příloze.

2.1 Anatomie páteře (*columna vertebralis*)

Páteř je osový orgán těla, umožňuje vzpřímené držení těla a chrání míchu před poškozením. Je spojena s hrudním košem v horní části. Spodní část je spojena s pánví. Páteř dle obr. 1 obsahuje 7 obratlů krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 obratlů křížových a 4 až 5 obratlů kostrčních. Délka celé páteře v dospělosti činí zhruba 35% výšky těla. Dále obsahuje meziobratlové ploténky, klouby a vazy. Je nosičem hmotnosti hlavy a části hmotnosti těla nad bedry. Páteřním kanálem prochází mícha a mezi obratli vycházejí míšní nervy. Páteř (obr. 2) je esovitě zakřivena v předozadní (*sagitální*) a přední (*frontální*) rovině. **Lordóza** je obloukovitě zakřivení vyklenuté dopředu. **Kyfóza** je oblouk konvexní dozadu.



Obr. 1 tvar páteře [8]

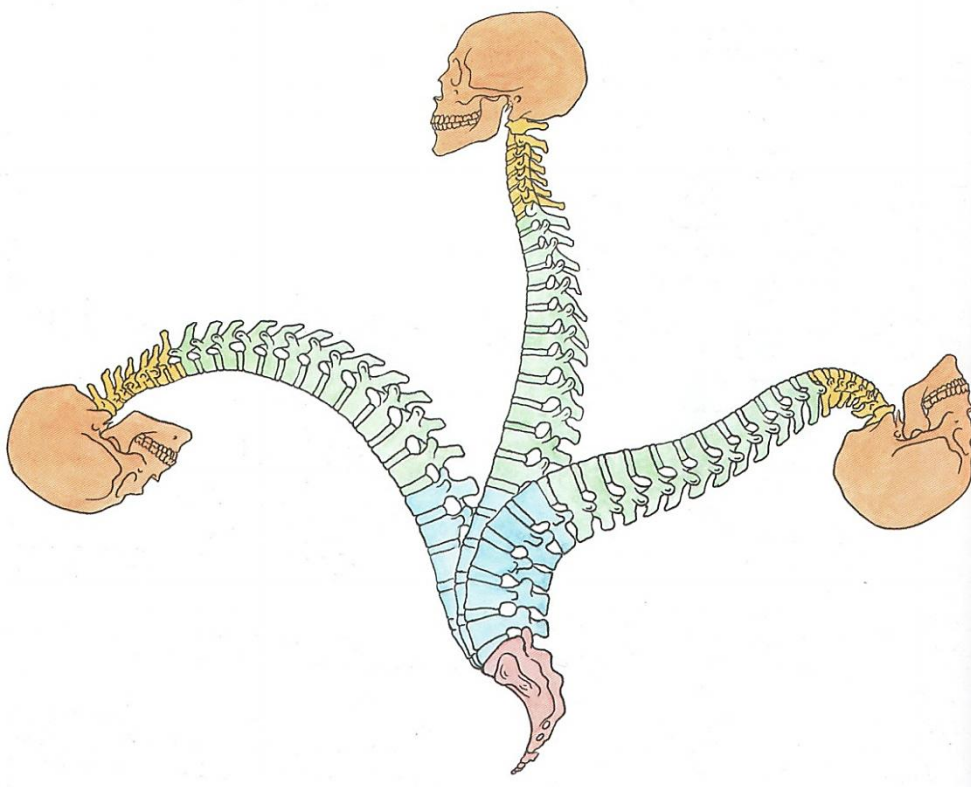


Obr. 2 anatomie páteře [6]

2.2 Pohyblivost páteře

Pohyblivost páteře v *presakrální* části je dána součty pohybů mezi jednotlivými obratli. Pohyby mezi obratli jsou umožněny stlačováním vodnatých částí ploténkového disku. Rozsah pohybu je úměrný výšce meziobratlových destiček. Je též ovlivněn tvarem a sklonem obratlových trnů a tvarem a sklonem kloubních ploch [6].

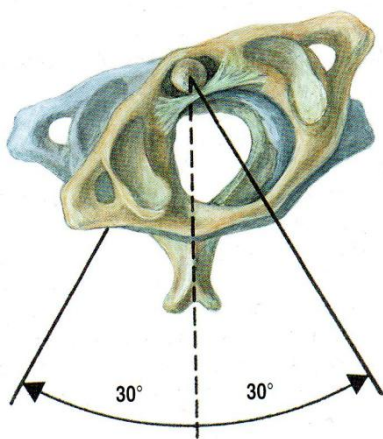
Předklony a záklony (obr. 3) jsou největší v úseku **krční** (obojí 90°), kde se účastní i *lantoockcipitální* skloubení. Pokud by nebyla hrudní část fixována hrudníkem, byl by její rozsah pohybu též vydatný. Prakticky je pohyb **hrudní** (předklon 90° a záklon 45°) části omezen jen na poslední hrudní obratle, které již nejsou svázány žebry k hrudní kosti. Rozsah **bederní** části je podobný jako u krční části, avšak předklon je mnohem menší (kolem 23°) [6].



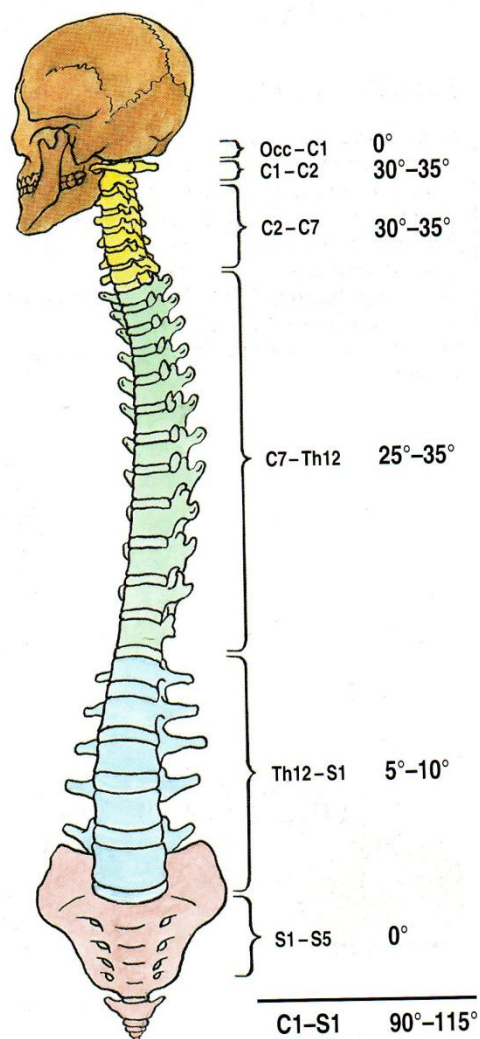
Obr. 3 schématické znázornění maximálních možných pohybů při předklonu, či záklonu [6]

Úklony jsou podobné v **krční** a **bederní** oblasti (obojí $30^\circ - 35^\circ$). V krční části jsou úklony spjaté s rotacemi pro šikmé postavení kloubních ploch. V **hrudní** části by byly úklony vzhledem k postavení kloubních ploch velké, avšak díky fixaci na žebra jsou omezené [6].

Rotace páteře (Obr. 4 a 5) je rozsáhlá v oblasti **krční**. Okolo $60^\circ - 70^\circ$ na každou stranu. Mezi atlasem a axis probíhá celé polovina pohybu. V oblasti **hrudní** jsou také velké rotace ($25^\circ - 35^\circ$). V **bederní** části je rotační pohyb (maximálně 10°) omezen kloubními ploškami. Plošky na pravé a levé straně nebývají součástí společné rotační plochy. Při předklonech, zákonech, úklonech i rotaci kloubní plošky meziobratlových kloubů po sobě sklouzávají. Symetricky v případě předozadních pohybů a asymetricky v případě úklonů a otáčivé rotaci. Skutečný pohyb páteře vzniká sdružením jednotlivých základních pohybů. [6].



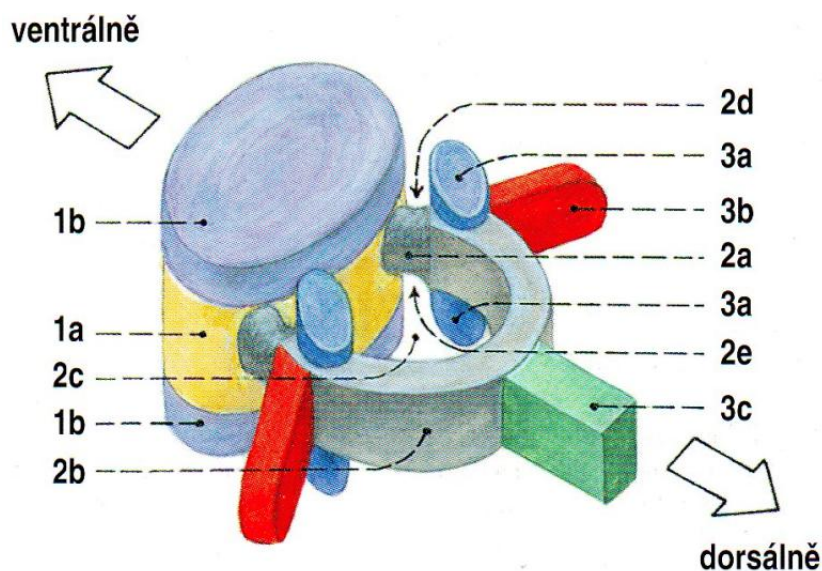
Obr. 4 dvě polohy Atlasu rotujícího kolem čepu (pohled shora) [6]



Obr. 5 možnosti rotace páteře v jednotlivých úsecích [6]

2.3 Obratle (*vertebrae*)

Obratle jsou krátké kosti, které nemají pravidelný tvar. Skládají se z těla, oblouku a výběžku. Na obr. 6 je znázorněn obratel a jeho části.



Obr. 6 schéma obratle a jeho částí; pohled zleva, shora a zezadu [6]

- | | |
|--|---|
| 1 - tělo obratle a meziobratlové destičky | 2a - <i>pediculus arcus vertebrae</i> |
| 2 - oblouk obratle s ostatními útvary | 1a - <i>corpus vertebrae</i> |
| 3 – výběžky | 1b - <i>discus intervertebralis</i> |
| 2b - <i>lamina arcus vertebrae</i> | 2c - <i>foramen vertebrae</i> |
| 2d - <i>incisura vertebralis superior</i> | 2e - <i>incisura vertebralis inferior</i> |
| 3a - <i>processus articularis superior et inferior</i> | 3b - <i>processus transversus</i> |
| 3c - <i>processus spinosus</i> | |

Tělo obratle (*corpus vertebrae*) je nosnou částí. Je typickou krátkou kostí. **Meziobratlové destička (*discus intervertebralis*)** je útvar z vazivové chrupavky. **Oblouk obratle (*arcus vertebrae*)** ochraňuje míchu. ***Pediculus arcus vertebrae*** je párová užší oblá lopatka. ***Lamina arcus vertebrae*** obklopuje míchu jako obloukovitá kost. ***Incisura vertebralis superior*** je oblý zářez shora oblouku vpravo i vlevo za pediklem. ***Incisura vertebralis***

inferior je podobný zářez, ale zdola. **Výběžky (*processus*)** slouží k pohyblivosti páteře, patří k nim:

- a. **Výběžky kloubní (*processus articulares*)** jsou párové, připojené za pediklem.
Processus articulares superiores spojuje obratel s předchozím horním obratlem.
Processus articulares inferiores spojuje obratel s dolním obratlem.
- b. **Výběžky příčné (*processus transversi*)** jsou párové a odstupují od oblouku zevně.
- c. **Výběžek trnový (*processus spinosus*)** je nepárový, odstupuje dozadu [6].

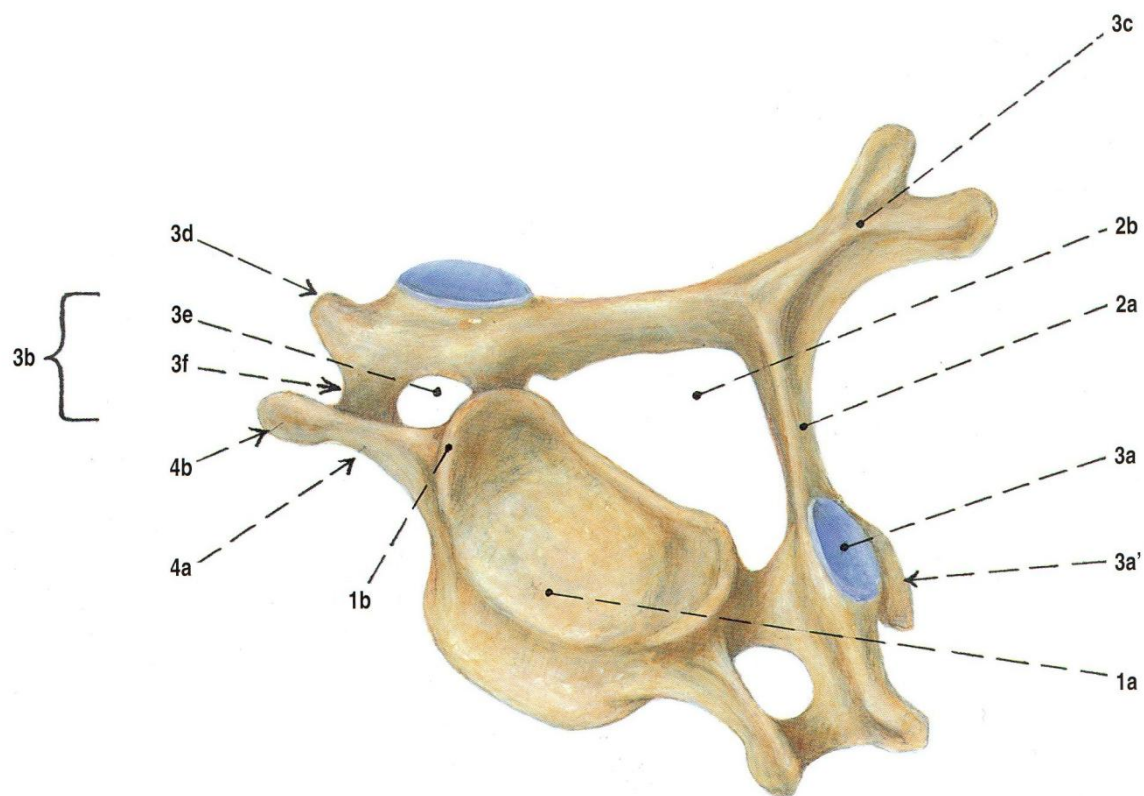
2.3.1 Obratle krční (*vertebrae cervicales*)

Obratle C1 až C7 patří do skupiny krčních obratlů (obr. 7). Vyznačují se nízkými těly (kromě atlasu C1) a *kraniokaudálním* prosednutím, širší transversálně a kratší předozadně. Terminální plochy těl mají oválný až sedlovitý tvar a jsou zakřivené podobně jako plochy sedlového oblouku. Trnové výběžky jsou krátké a na konci rozdvojené. Kromě C1, který trnový výběžek nemá [6].

Uncus corporis (processus uncinatus) je sagitální vyvýšená hrana na pravém a levém okraji horní terminální plochy těla. *Foramen vertebrale* krčních obratlů jsou trojhranné. Trnové výběžky krčních obratlů jsou krátké a na konci rozdvojené. *Vertebra prominens* je obratel C7, který má dlouhý paličkovitě zakončený trnový výběžek. Tento výběžek je nahmatatelná na šíji. Příčné výběžky krčních obratlů končí zevně na dvou hrbolech:

- *tuberculum anterius* je přední hrbolek,
- *tuberculum posterius* je zadní hrbolek [6].

Sulcus nervi spinalis je cesta kde míšní nerv vystupující z *foramen intervertebrale*. *Foramen transversarium* je otvor ve kterém se nachází v rozsahu C6 – C1 *a. vertebralis* zásobující mozek. *Processus articulares* krčních obratlů mají kloubní plošky mírně zakřivené a sklopené dozadu [6].



Obr. 7 krční obratel C5; pohled zleva shora zepředu [6]

1 - tělo obratle

2 - oblouk obratle

3 - výběžky

4 - rudiment žebra

2b - foramen vertebrae

2d - incisura vertebralis superior

3a - kloubní ploška

3a' - processus articularis inferior

3c - processus spinosus

3d - tuberculum posterius

2a - lamina arcus vertebrae

1a - corpus vertebrae

1b - uncus corporis vertebrae

2c - foramen vertebrae

2e - incisura vertebralis inferior

3b - processus transversus

4c - tuberculum anterius

4a - část příčného výběžku

3f - sulcus nervi spinalis

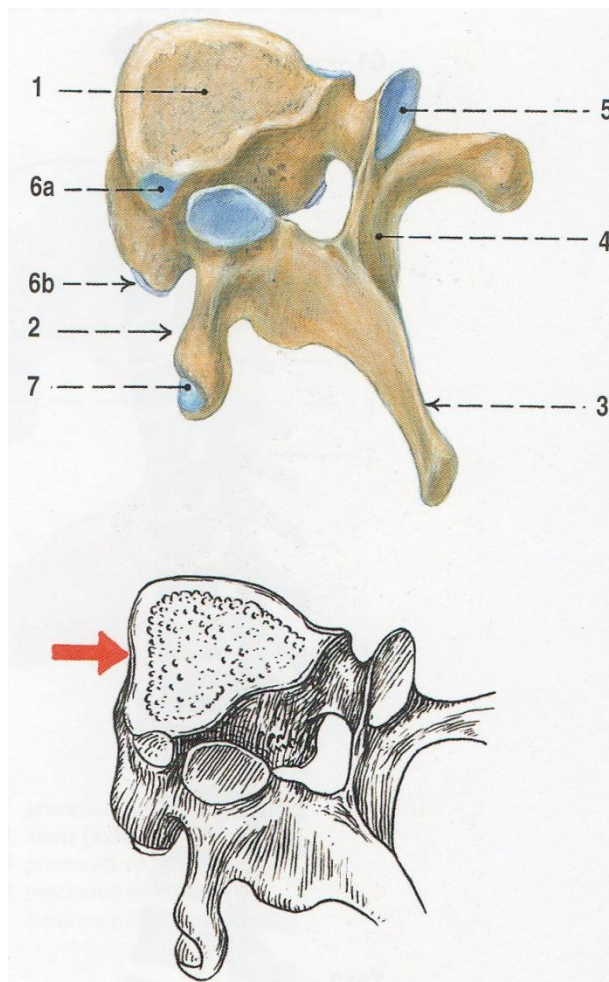
3e - foramen transversarium

2.3.2 Obratle hrudní (*vertebrae thoracicae*)

Tyto obratle (Obr. 8 8) jsou označeny T1 až T12. Těla hrudních obratlů jsou vysoká a předozadně hluboká. Výška obratlů roste od T1 kaudálně. Od T4 do T7 až T9 jsou těla mírně asymetrická [6].

Foramen vertebrale je okrouhlé. **Processus transversi** jsou delší, silnější a na jejich koncích v předu jsou kloubní plošky. **Processus spinosi** jsou dlouhé a více se sklánějí kaudálně a překládají se přes sebe jako střešní tašky [6].

- 1 - *corpus vertebrae*
- 2 - *processus transversus*
- 3 - *processus spinosus*
- 4 - *arcu vertebrae*
- 5 - *kloubní ploška*
- 6 - *fovae costales*
- 6a - *fovea costalis superior*
- 6b - *fovea costalis inferior*
- 7 - *fovea costalis processus transversi*



Obr. 8 typický tvar hrudního obratle (T5); pohled zleva shora zezadu [6]

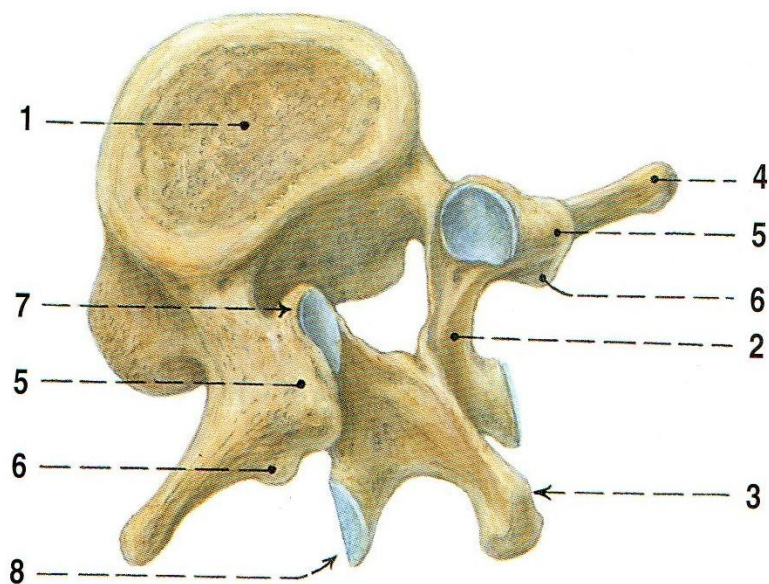
Poznámka:

Červená šipka naznačuje nekonstantní **impressio aortica**

2.3.3 Obratle bederní (*vertebrae lumbales*)

Bederní obratle (obr. 9) se označují zkratkami L1 až L5. Jsou ze všech obratlů největší. Tělo bederního obratle je vysoké, rozměrnější transverzálně. Terminální plochy mají ledvinovitý tvar. Tělo obratle L5 je vpředu vyšší než vzadu [6].

- 1 - *corpus vertebrae*
- 2 - *arcus vertebrae*
- 3 - *processus spinosus*
- 4 - *processus costalis*
- 5 - *processus mamillaris*
- 6 - *processus accessorius*
- 7 - *processus articularis superior*
- 8 - *processus articularis inferior*



Obr. 9 typický tvar obratle L3; pohled zleva shora zezadu [6]

2.4 Spojení na páteři

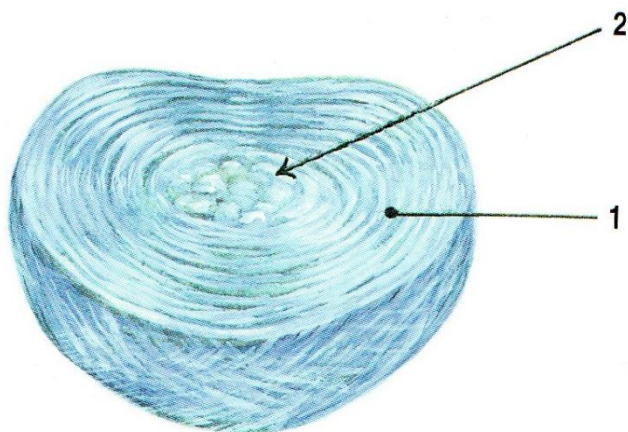
Těla obratlů jsou vzájemně spojena trojím způsobem:

- ***synchondroses culamnae vertebralis*** - chrupavčitá spojení mezi obratli, která tvoří mezi sousedními *presakrálními* obratli:
 - ***symphysis intervertebralis*** – obsahuje meziobratlovou destičku (*discus intervertebralis*)
- ***syndesmoses columnae vertebralis*** – vazivová spojení typu:
 - dlouhé vazy páteře
 - krátké vazy páteře
- ***articulationes columnae vertebralis*** – meziobratlové klouby, párové kloubní výběžky obratlů [6]

2.4.1 Meziobratlová destička (*discus intervertebralis*)

Chrupavčitá, vazivem doplněná spojení mezi *presakrálními* obratli základ chrupavčitou destičku (***discus intervertebralis***), viz.obr. 10. Tyto destičky spojují terminální plochy sousedních těl obratlů. ***Discus intervertebralis*** není mezi atlasem a axis. První disk je

nejnižší a poslední nejvyšší. Tloušťka narůstá *kraniokaudálně*. Každá destička má na okrajích vrstvičky hyalinní chrupavky, srostlé s oběma těly obratlů. Vlastní disk tvoří chrupavka vazivová, která na obvodu přechází v husté fibrósní vazivo [6].

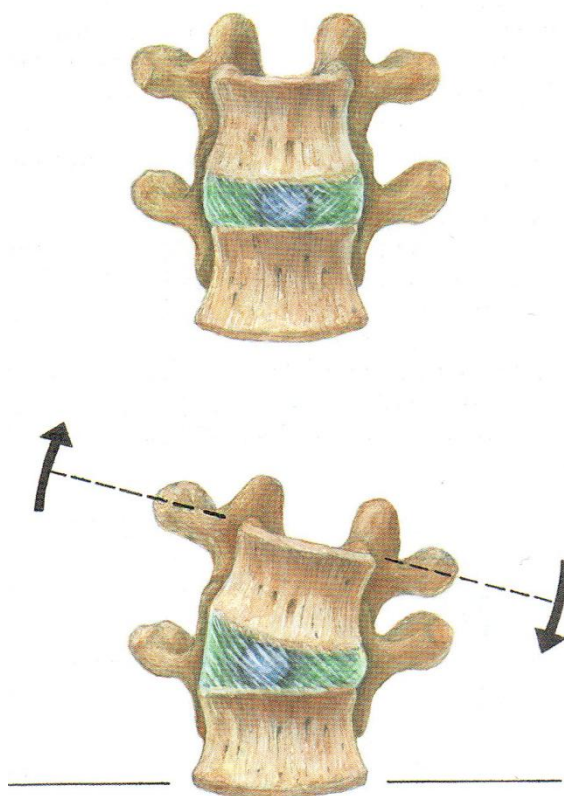


Obr. 10 meziobratlové destička; pohled shora zepředu; 1 – *anulus fibrosus*, 2 – *nucleus pulposus*

Anulus fibrosus je prstenec cirkulárně probíhajících vláken probíhajících při obvodu disku. *Nucleus pulposus* je vodnaté jádro kulovitého až diskového tvaru uloženého v každém disku blíže k jeho dorsálnímu okraji. Obratle se při pohybu natáčejí dle tohoto jádra (obr. 11).

Při zatížení se jádro přesouvá do strany, která je natahovaná (obr. 11). Meziobratlové disky fungují jako pružný systém mezi obratli [6].

Vodnaté jádro i celý disk ztrácí ve stáří část své tekutiny a tím se celá destička snižuje. V důsledku se celá páteř zkracuje a mění tvar. Vyklenuje se dorsálně, protože destičky jsou vpředu mezi těly obratlů [6].



Obr. 11 funkce meziobratlové destičky [6]

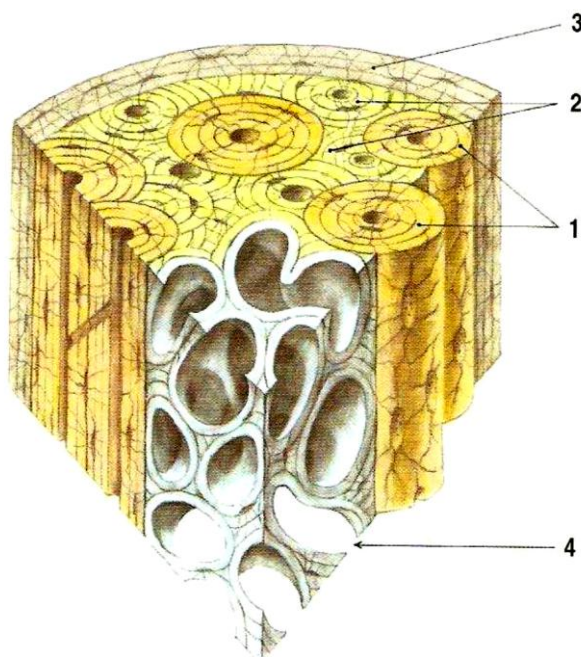
2.5 Strukturální vlastnosti obratle

Obratlová kost je složena ze dvou druhů tkání:

- kompakty, která tvoří svrchní vrstvu,
- spongiozy, která tvoří vnitřní strukturu kosti.

Kompakta se skládá z lamel tří druhů (Obr. 12 12):

- **Harvesovy lamely**, které tvoří základní strukturu kompakty a obklopují Haverské kanálky obsahující cévy a nervy.
- **intersticiální lamely**, které tvoří zbytky starších Haversových lamel
- **povrchové lamely** lemující kost



Obr. 12 Skladba kompakty: 1 – Haversovy lamely, 2 – intersticiální lamely, 3 – povrchové lamely, 4 – lamely trámeček spongiosní kosti [6]

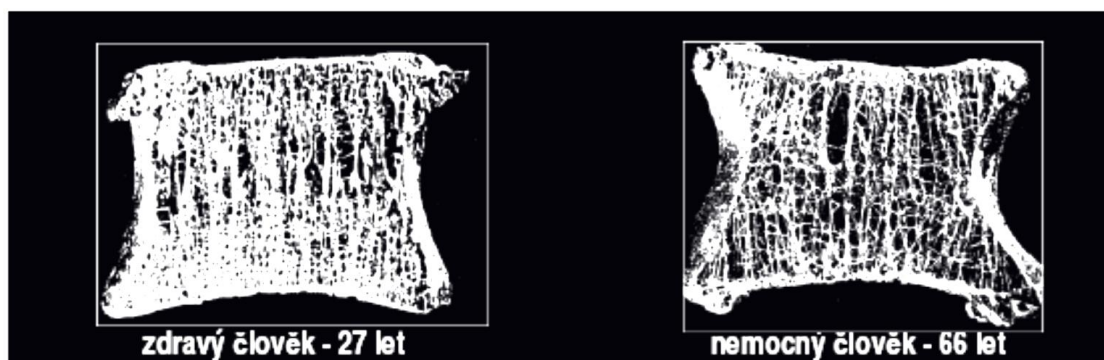
Spongiosní část je houbovitá tkáň skládající se z kostních trámeček. Lamely trámeček jsou ploché a tenké. Jejich uspořádání je ve směru největšího zatížení. Je mnohem metabolicky aktivnější. Probíhá v ní látková výměna a remodelace.

3 ONEMOCNĚNÍ PÁTEŘE A JEJÍ LÉČEBNÝ PROCES

Funkci páteře ovlivňuje celá řada faktorů, vedle úrazových onemocnění se nejčastěji objevují degenerativní onemocnění páteře. Opět budou vynechány detaily, protože není třeba zacházet do hloubky ve smyslu této práce.

3.1 Osteoporóza

U lidí v pokročilém věku dochází k takzvanému řidnutí kostí (osteoporóza). Jedná se o degenerativní onemocnění, které se projevuje řidnutím a ztenčováním kostních trámečků, což má za následek snížení pevnosti kosti. Na obr. 13 je řez spongiozní kostí pro porovnání stavu kosti zdravé a nemocné osteoporózou.



Obr. 13 Spongiozní řez kostí [8]

Oslabená páteř pacienta zatěžuje bolestmi. Navíc vzniká nebezpečí zlomeniny s následnou deformací páteřního sloupce. V takovém případě lze aplikovat techniku vstříknutí kostního cementu pod kontrolou pomocí rtg do postiženého obratlového těla [9].

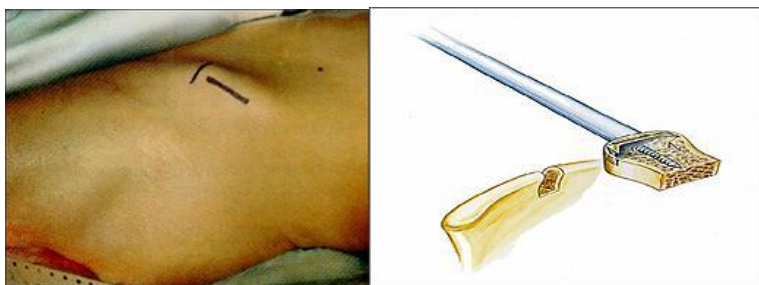
3.2 Degenerativní onemocnění

Pod pojmem degenerativního onemocnění páteře lze nalézt celou řadu morfologických nálezů. Tyto nálezy jsou komplexním výsledkem přetěžování páteře nezdravým životním stylem, nedostatkem pohybu, či nadváhou. Vzhledem k rozsáhlosti této kapitoly a z důvodu spolupráce považuji za nejvýstižnější citovat praktické zkušenosti a postupy chirurgů Krajské nemocnice Liberec:

„Nejčastěji se s degenerativními změnami setkáváme v krčním a bederním úseku. Pacienta s degenerativními změnami jakéhokoli úseku páteře k lékaři přivádí bolesti páteře a/nebo příznaky vzniklé útlakem nervových struktur (tzv. kořenová bolest, porucha cití, svalová slabost či porucha funkce svěračů ... neurologická symptomatologie). Zobrazovací metody mohou prokázat jak klasický výhřez meziobratlové ploténky, tak zbytnění malých kloubů, vazivový útlak nervových struktur nebo kombinaci všech těchto nálezů.

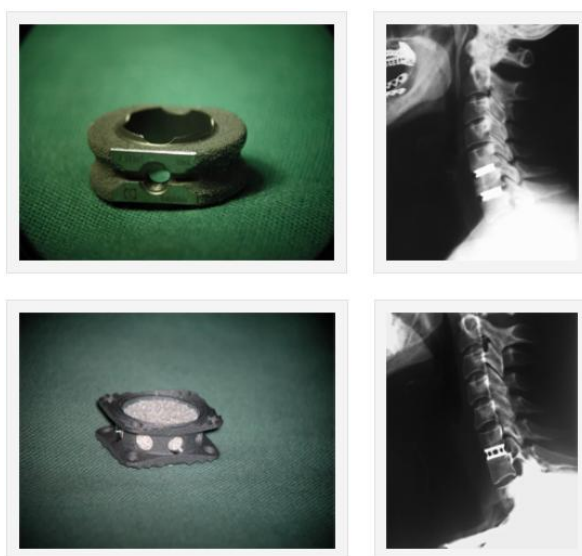
V krčním úseku se nejčastějším setkáváme s útlakem nervových struktur (míchy a míšních kořenů) zepředu. Příčinu nalézáme ve vyhřezlé meziobratlové ploténce, kostěných výrůstcích (osteofytech) nebo zbytnělých páteřních vazech. Cílem chirurgické léčby přitom je odstranit tento útlak vyjmutím ploténky, odfrézováním kostního výrůstku nebo vyříznutím vazů. Nejčastěji přitom volíme přední operační přístup. Z vodorovného kožního řezu vedeného z kosmetických důvodů v kožní vrásce pronikneme na přední plochu krční páteře a útlak odstraníme.

*Dokonalá dekomprese nervových struktur je předpokladem vymizení neurologických projevů nemoci. Následuje rekonstrukce meziobratlového prostoru. Klasický způsob, s nímž máme velice dobré zkušenosti a dodnes jej široce uplatňujeme je zprostředkování kostního spojení (fúze, dězy) mezi sousedními obratli. Způsobů jak toho dosáhnout existuje celá řada, v naší praxi se však nejlépe osvědčila **kostní fúze za užití kovové dlažky, jištěné příslušným počtem šroubů a náhradou disku kostním štěpem**. Vzhledem k pooperačním obtížím v případě odběrů kostních štěpů jsme kostní štěpy samotných pacientů postupně nahradili kostním materiálem odebraným zemřelým dárcům. Takového transplantace významně zkracují délku operace, vylučují komplikace spojené s odběrem štěpu, když přitom můžeme garantovat obdobné výsledky jako tomu je u pacientových štěpů a rizika přenosu infekce ze zemřelého dárce jsou spíše jen teoretické. Na přání pacienta však můžeme použít jeho vlastní kostní štěp.*



Obr. 14 oblast odběru kostního štěpu z pánve

Při náhradě krční meziobratlové ploténky se nám velice dobře osvědčily také nemagnetické kovové implantáty - vložky a klíčky, které klademe do meziobratlového prostoru. Je pravda, že doba potřebná k tomu, aby znehybnily inkriminovaný úsek páteře je delší než v případě dlahovaných kostních štěpů, klinické výsledky a subjektivní stav pacientů hodnocený 2 roky po operaci je plně srovnatelný. Takovýto způsob náhrady ploténky navíc vyžaduje daleko méně operačního prostoru, proto umožňuje zmenšit operační ránu a ještě zkrátit operační čas.“¹



Obr. 15 příklady používaných implantátů

¹ KRAJSKÁ NEMOCNICE LIBEREC. *Neúrazová onemocnění páteře* [online].
[cit. 18-04-2011]. <www.nemlib.cz/web/index.php?menu=1_33_12_57_38>

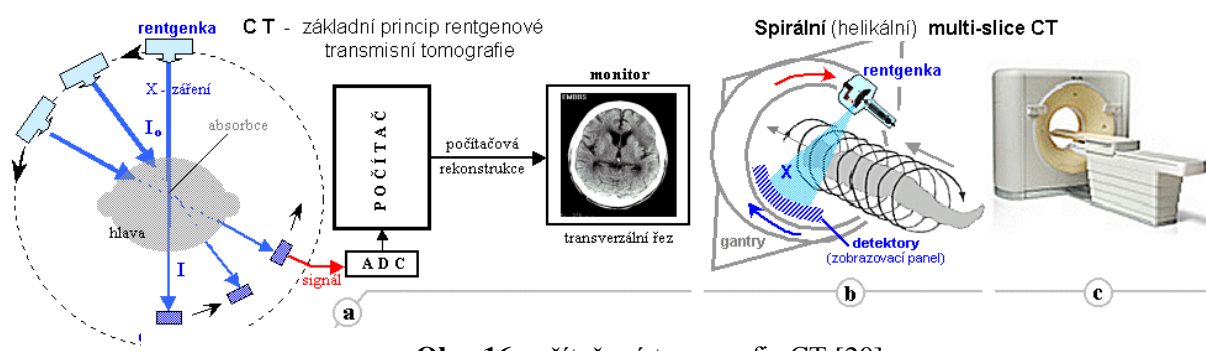
4 ZOBRAZOVACÍ METODY V LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICE

V chirurgii se běžně používá několik metod zobrazování operativního prostoru pro kontrolu a navigaci. V této kapitole jsou shrnuty základní metody zobrazování. Záměrně jsou zde popsány zjednodušeně, pro účely porovnání použitelnosti pro případ měření stability implantátu je tento popis dostačující. Nejznámějšími metodami zobrazování jsou:

- počítačová tomografie CT,
- magnetická rezonance MR,
- ultrazvuk.

4.1 Počítačová tomografie CT

Jedná se o nebolestivou vyšetřovací metodu, která kombinuje klasické rentgenové vyšetření s počítačovým zpracováním obrazu. Na obr. 16 je základní schéma CT. Princip diagnostiky je založen na průchodu rentgenového záření tkání, která jej zeslabuje dle své biologické struktury. Na základě měření tlumení záření lze stanovit hustotu lidského těla. Tomografické zobrazení je sestrojeno pomocí dat z rotující soustavy rentgenka-detektor. Rotačním posunem vznikne transverzální řez. Pro získání úplného prostorového zobrazení je třeba pacientem lineárně posouvat kolmo na rotující soustavu. Moderní systémy pracují s více detektory (multi - slice CT) a posuvy pro získání dat probíhají současně (spirální CT) [20].



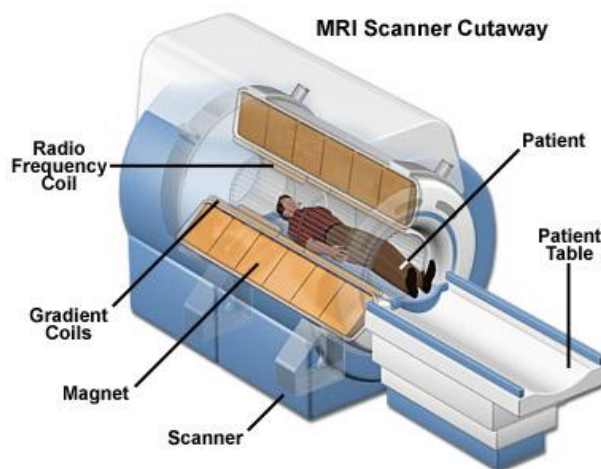
Obr. 16 počítačová tomografie CT [20]

4.2 Magnetická rezonance MR

Magnetická rezonance je diagnostická metoda založená na různém chování tkání lidského těla při působení silného vnějšího magnetického pole. Magnetické pole je velmi silné (1 – 7 T) a vysokofrekvenční. Lze jí zobrazit morfologii a na rozdíl od CT neobsahuje rentgenové záření. Nevýhodou této metody jsou vysoké náklady na pořízení a provoz.

Princip měření je založen na existenci magnetického momentu protonu.

Pokud je množina protonů vystaveny homogennímu magnetickému poli, osa rotace protonů se nasměruje paralele, či antiparalelně s směrem působení magnetického pole. Protony nyní rotují s rezonanční frekvencí, která je dána velikostí magnetického pole. Pokud vyšleme elektromagnetický pulz k protonům, který bude kolmý na magnetické pole, podélná magnetizace se změní na příčnou. Po odeznění pulzu se zařízení přepne na detekční režim a zachytává indukční proud vytvořený během přechodu z příčné magnetizace do podélné. Doba přechodu závisí právě na typu materiálu. Tím je nalezena informace o struktuře [21].



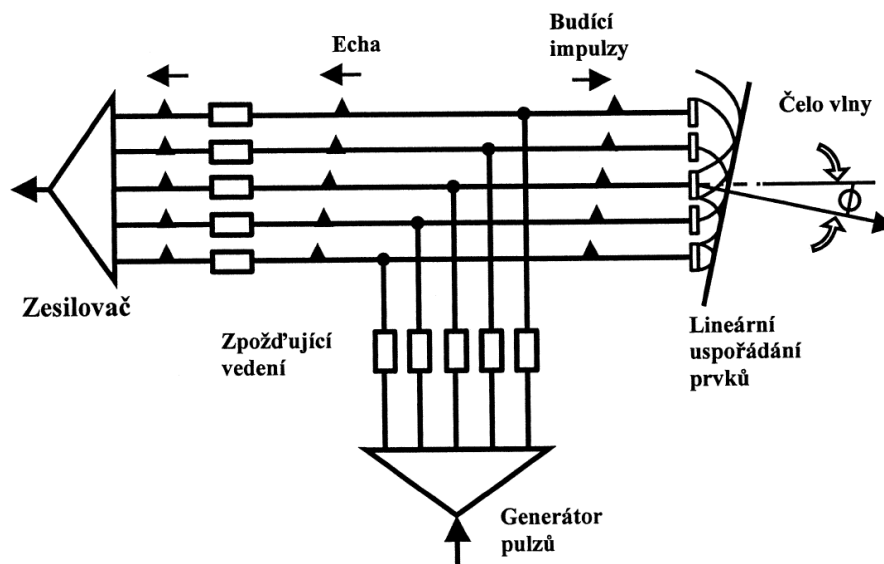
Obr. 17 magnetická rezonance MR [22]

4.3 Ultrazvuk

Ultrazvuková metoda je založena na vyhodnocování odezev na sekvence ultrazvukových pulzů. Při měření se využívá ultrazvukových sond. Jedná se o zařízení, které existuje v několika provedeních:

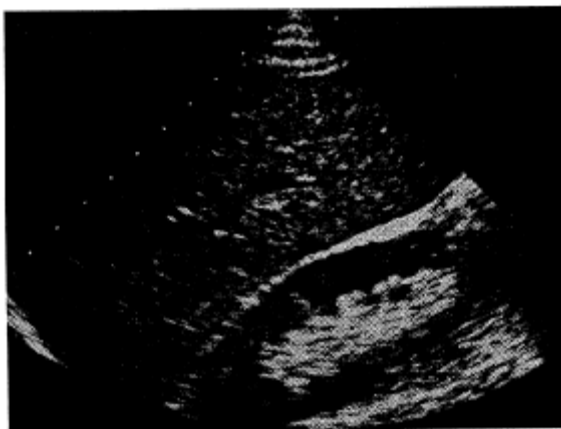
- lineární sonda,
- lineární zakřivená sonda,
- sektorová sonda,
- Dopplerova sonda.

Na obr. 18 je schéma elektronické sektorové sondy. Pulzní generátor vybudí pět lineárně uspořádaných krystalů. Každý impuls je zpožděn, což vede k naklonění čela svazku vlnění od kolmé vysílací roviny [21].



Obr. 18 princip sektorové elektronické sondy [21]

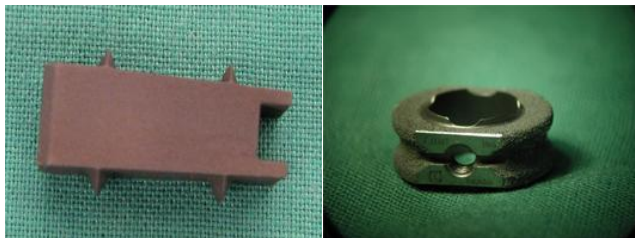
Jednotlivé pulzy se vrátí k sondě se zpožděním. Výsledkem je sektorová geometrie a vysoká kvalita snímku (obr. 19).



Obr. 19 řez játry a ledvinami [21]

5 PÁTEŘNÍ IMPLANTÁTY

Existuje celá řada páteřních náhrad, lze použít k obnovení správné funkce páteře. Velice oblíbené jsou implantáty typu „CAGE“ (obr. 20). Jedná se o prvky ze speciálních slitin materiálů na bázi kovu, skla, keramiky a kompozitních materiálů [23].



Obr. 20 typy implantátů [25, 9]

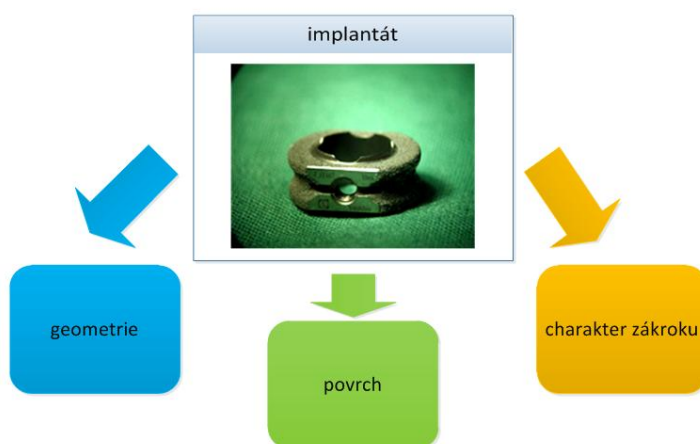
Vedle těchto náhrad lze použít i takzvané dynamické náhrady (obr. 21), které zachovávají pohyblivost operovaného segmentu. Tento typ implantátu je odlišný od náhrad typu „CAGE“ a možné komplikace jsou také různé [26, 4].



Obr. 21 ProDisc L [27]

5.1 Osseointegrace

Páteřní náhrady typu „CAGE“ jsou specifické svojí geometrií a materiálem a případně použitým počtem. Jejich konstrukce je zcela podřízena danému ortopedickému problému. Při návrhu implantátu se vychází z několika základních hledisek (obr. 22).



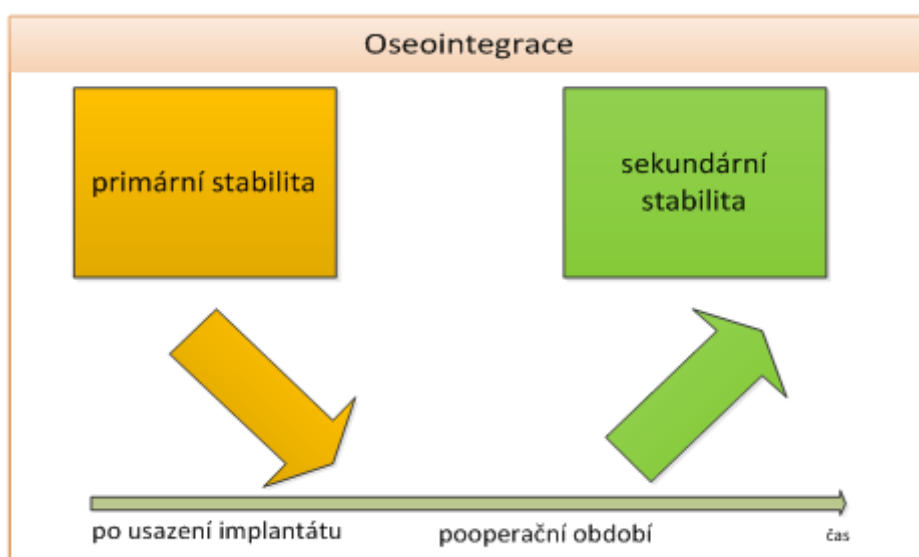
Obr. 22 základní kritéria návrhu implantátu

Předpokládá se, že po zavedení implantátu po nějaké době dojde k vytvoření kostěné fúze. Implantát obrostne kostí a spojí napevno dva sousední obratle, tento proces se nazývá oseointegrace. Oseointegrace je silně ovlivněna povrchem implantátu. Pokud povrch neobsahuje struktury, které jsou schopny indukovat osteogenezi, nevytvoří se spojení vůbec.

5.2 Stabilita implantátu

Stabilita implantátu úzce souvisí s pojmem oseointegrace. Stabilním implantátem lze považovat takový, který je schopen přenést dané fyziologické zatížení. V ideálním případě s podporou vzniku dokonalé kostní fúze.

V počáteční fázi zavedení implantátu hraje důležitou roli jeho správná volba a zavedení. Pro nastartování procesu kostní fúze je třeba zajistit dostatečný stabilní kontakt mezi kostí a povrchem implantátu. Tyto počáteční podmínky lze nazvat **primární stabilitou implantátu**. Na obr. 23 je naznačen průběh primární stability a stability sekundární. Sekundární stabilita je charakterizována postupným vznikem kostní fúze, lze ji tedy považovat za biologickou stabilitu danou pevností spojení mezi implantátem a kostí. **Sekundární stabilita je podmíněna existencí primární stability.**



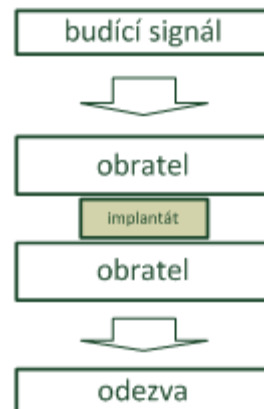
Obr. 23 průběh stability implantátu

6 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ ZAŘÍZENÍ PRO VIBRAČNÍ ANALÝZU

Při konstrukci zařízení pro měření primární stability byly brány v úvahu dva přístupy:

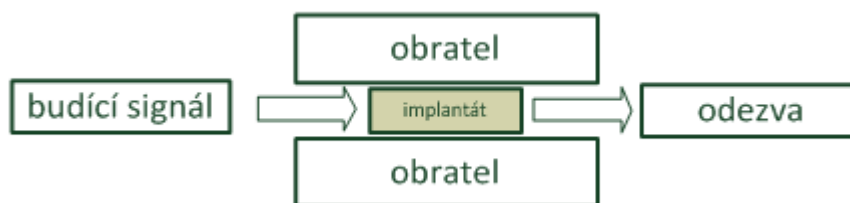
1. Buzení soustavy **obratel - implantát - obratel** dle obr. 24.

Jeden z obratlů je buzen signálem a na druhém obratli je umístěn snímač vibrací. Předpokládá se, že na odezvu systému bude mít vliv, jak dobře je implantát vložen. Dále však také záleží na vlivu okolní tkáně (v případě in vivo). Při měření in vitro tento problém odpadá. Tento způsob byl využit v experimentu popsaném v [28]. Autoři experimentu našli korelaci mezi vlastní frekvencí implantátu a míry stability mezi obratli.



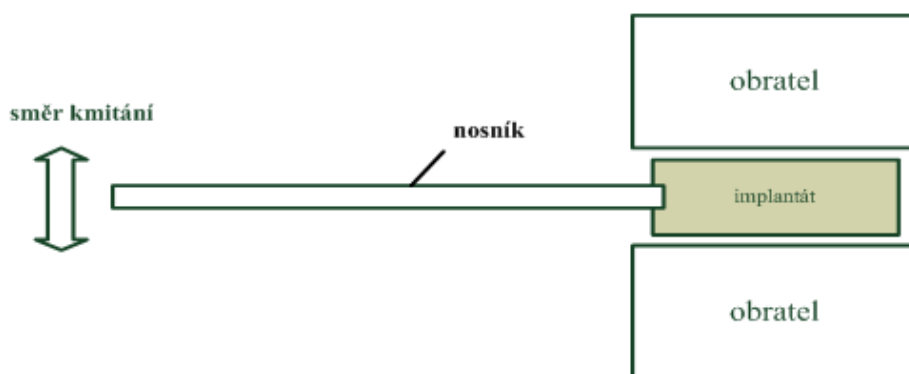
Obr. 24 buzení a odezva na obratlích

2. Buzení a snímání vibrací na **implantátu** dle obr. 25. Implantát je rozvibrován a zároveň je na něm měřena odezva. Toto řešení se odvíjí především od typu implantátu. Je třeba umístit na implantát snímač a případně vibrační mechanismus.



Obr. 25 schéma měření na implantátu

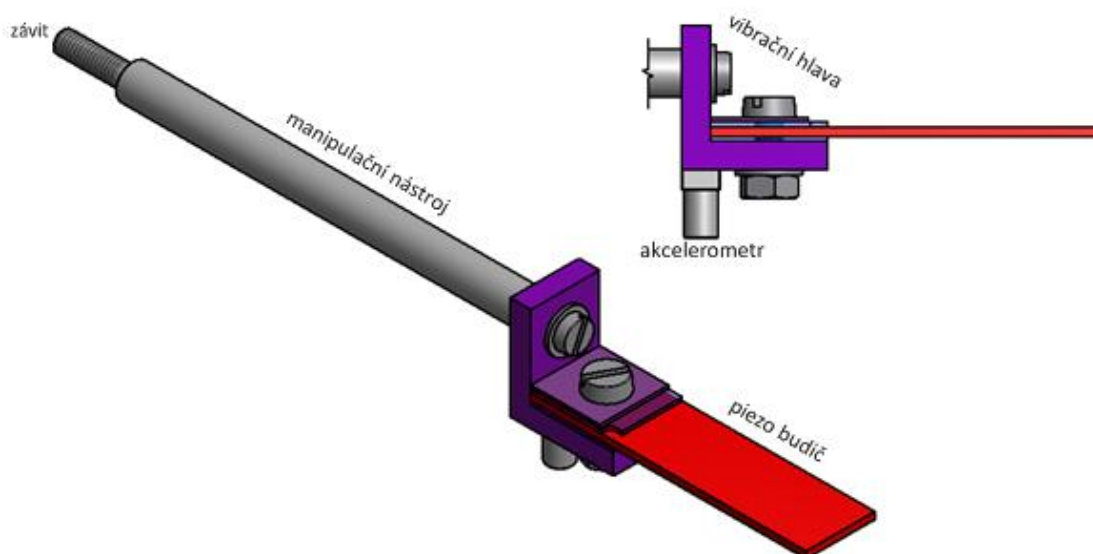
Jako výchozí řešení bylo zvoleno řešení na obr. 25. Díky závitovým otvorům v implantátu bylo měřicí schéma upraveno dle obr. 26. V implantátu je otvor, který slouží k připojení manipulačního instrumentária. K implantátu je připojen pomocí závitu nosník. Tento nosník je přesně geometricky a materiálově definovaný. Je známa jeho vlastní frekvence. Na druhém konci nosníku je umístěn vibrační mechanismus s akcelerometrem. Nosník se rozkmitá definovaným budícím signálem v dané rovině a měří se odezva. Celý problém je převeden na problém měření vibrací na jednostranně vetknutém nosníku. Při zjednodušení lze předpokládat, že tuhost a útlum vetknutí je závislá na tuhosti celku obratel - implantát - obratel. Předpokládá se, že tyto změny ve vetknutí se projeví v odezvě systému.



Obr. 26 připojení nosníku k implantátu

6.1 Návrh vibračního mechanismu s vetknutým piezo – aktuátorem

Na obr. 27 je konstrukční schéma zařízení. Jedná se o nosník na jedné straně opatřený vnějším závitem pro spojení s implantátem a na druhé straně vnitřním závitem. Konec nosníku je opatřen vibrační hlavou, která je připevněna k nosníku šroubovým spojem. Vibrační hlava je složena z piezo - aktuátoru uchyceném na jedné straně šroubovým spojením mezi dvě plochy tak, aby energie přenášená z aktuátoru do nosníku byla co nejméně tlumena.



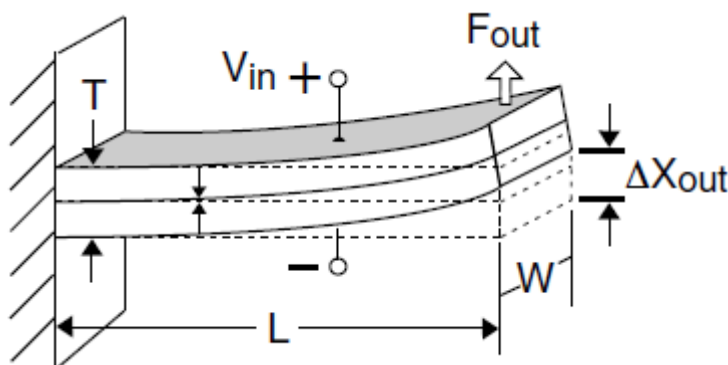
Obr. 27 schéma vibračního zařízení

Ve spodní části je umístěn akcelerometr, který zachycuje odezvu systému na ohybové vibrace způsobené aktuátorem.

Vzhledem k uspořádání elektrod vibračního členu je třeba zajistit dostatečnou izolaci. Elektrody jsou plochy aktuátoru a při plném buzení se na nich může objevit potenciál ve stovkách voltů. Konkrétní konstrukční parametry jsou uvedeny v příloze. Délky nosníku byly zvoleny experimentálně, spíše s přihlédnutím ke snadné manipulaci na sále v případném experimentu in vivo.

6.2 Parametry piezo – aktuátoru

Jako silové buzení byl zvolen piezo - mechanický oscilátor. Jedná se o kompozitní nosník, složený tak, aby piezoelektrický jev způsoboval průhyb nosníku. Na obr. 28 je znázorněn ohybací piezo – aktuátor firmy Piezo Systems Inc., USA. Aktuátor je složen z vrstev piezokeramiky PSI a na povrchu jsou plošné elektrody. Pokud je na elektrody přivedeno napětí V_{in} , kompozit se pak prohne dle orientace napětí. Ohybový moment je způsoben rozdílnou orientací keramických vrstev. Po přivedení napětí se jedna vrstva zkracuje a druhá natahuje. Dle velikosti napětí se aktuátor prohne o ΔX_{out} . Běžně se pohybují hodnoty průhybu mezi 10 - 1000 mikrometrů. Pokud na aktuátor působí síla F dle obrázku takové velikosti, že je $\Delta X_{out} = 0$ pak se tato síla nazývá blokovací. Hodnota této síly je jeden ze základních parametrů ohýbacího aktuátoru. V tab. 1 jsou shrnuty parametry aktuátorů.



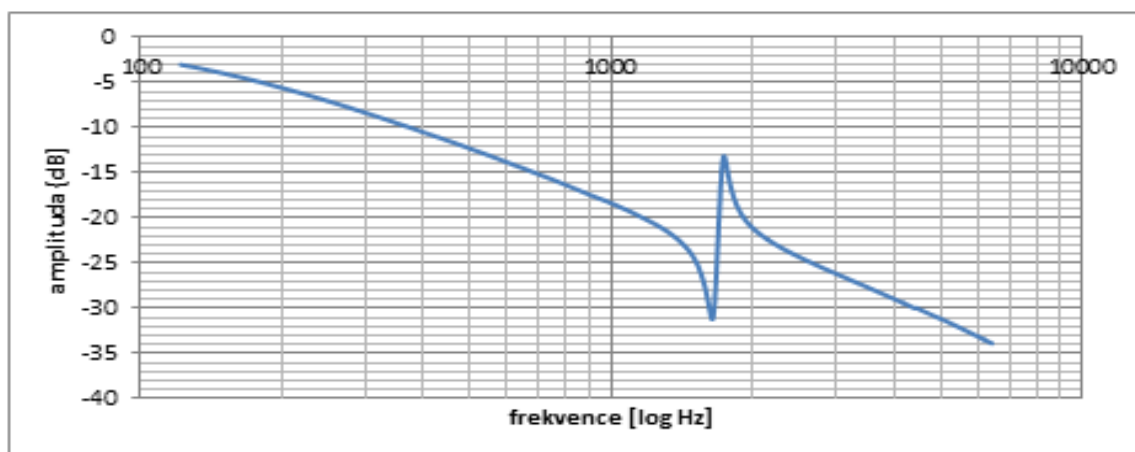
Obr. 28 ohybově kmitající aktuátor

Tab. 1 rozmezí parametrů aktuátorů Piezo Systems Inc., USA

napájecí napětí V_{in} [V]	0...360
rezonanční frekvence f [Hz]	50...500 (nezatížený stav)
blokovací síla F [N]	0,1...2
volný ohyb ΔX_{out} [μm]	1...1000
Modul pružnosti E [N/mm^2]	$1 \cdot 10^2 \dots 6 \cdot 10^2$
Hmotnost [g] nebo hustota ρ [kg/m^3]	0,3...30
tloušťka T [mm]	0,3...1
délka L [mm]	30...60
šířka W [mm]	3...30

Konkrétní parametry a přesná specifikace aktuátorů jsou uvedeny v příloze. Fyzikální podstata piezomechanických jevů zde není popsána, protože není podstatná pro účely práce.

Piezo aktuátor byl zvolen **T220-A4-303X** od firmy Piezo Systems Inc., USA, sériově napájený. Na grafu 1 je jeho amplitudová charakteristika. **Element je nezatížený a bez vetknutí.**



Graf. 1 frekvenční charakteristika volného nezatíženého elementu

Vlastní frekvence aktuátoru je **$f_a = 1690$ Hz**.

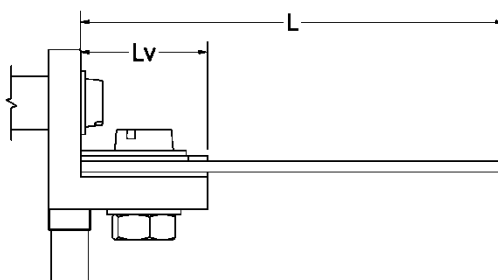
Vlastní frekvenci jednostranně vetknutého aktuátoru lze spočítat podle:

$$f_a = \frac{0.16 T}{L_a^2} \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (6.2.1)$$

Kde L_a je efektivní délka, T je celková tloušťka, E je modul pružnosti, ρ průměrná hustota.

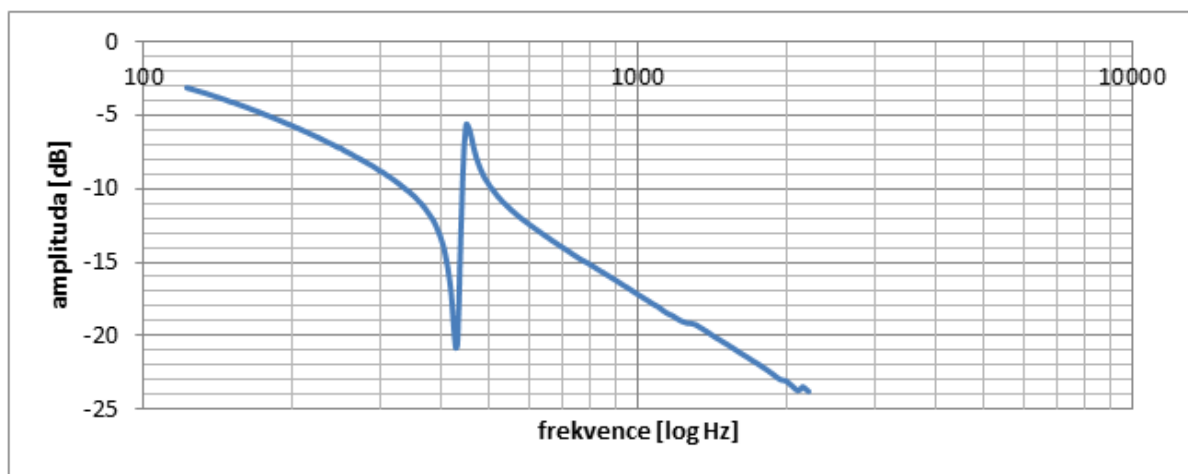
Vlastní frekvence se mění s délkou aktivní části nosníku. Na Obr. 29 je znázorněn detail vetknutí aktuátoru. Efektivní délka je pak dána:

$$L_a = L - L_v \quad (6.2.2)$$



Obr. 29 detail vibrační hlavy

Na grafu 2 je frekvenční charakteristika piezo - elementu jednostranně vetknutého. Rezonanční frekvence se posunula oproti nezatíženému elementu do nižších hodnot.



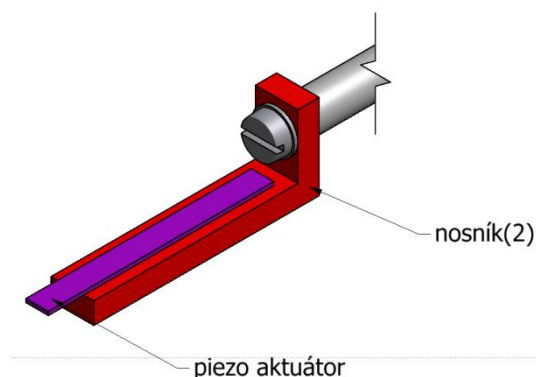
Graf. 2 frekvenční charakteristika vetknutého elementu

Vlastní frekvence f_a jednostranně vetknutého aktuátoru:

- vypočítaná: 490Hz,
- naměřená: 440Hz.

6.3 Modifikovaná konstrukce vibrační hlavy

Předchozí řešení vibrační hlavy je nevýhodné z hlediska existence vlastní frekvence aktuátoru v měřeném pásmu. Aby bylo možno tuto frekvenci posunout výše za měřené pásmo, byla provedena konstrukční úprava. Aktuátor je přilepen k hliníkovému nosníku. Pro instalaci vodičů přesahuje část piezo - elementu přes nosník. Pro tento typ buzení byl použit piezo aktuátor s označením **T220-A4-103X**. Liší se od předešlého jedním geometrickým parametrem (šířka **W = 3,18mm**).



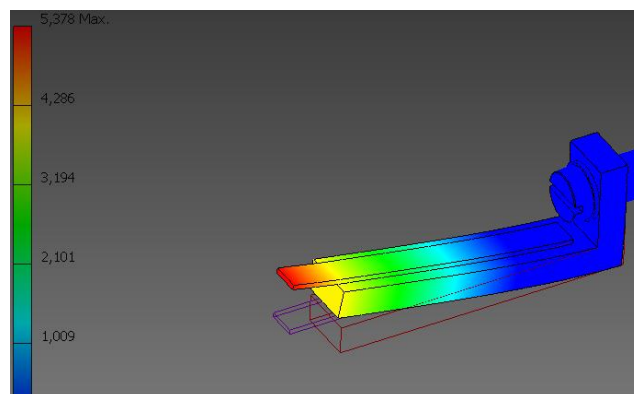
Obr. 30 modifikace vibrační hlavy

Vlastní frekvence nezátíženého vetknutého aktuátoru je stejná jako u typu 303, protože je ovlivněna ohybovou tuhostí, která je stejná. Zvýšením tuhosti lze přesunout rezonanční frekvence směrem do vyšších frekvencí. Vlastní frekvenci hliníkového vetknutého nosníku č. 2 je možno spočítat podle:

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EJ}{l_n^3 m}} = 2,95 \text{ kHz} \quad (6.3.1)$$

$E = 6,89 \cdot 10^{10} \text{ [Nm}^{-2}\text{]}$ je modul pružnosti, $J = \frac{1}{12}bh^3 = 5,4 \cdot 10^{-11} \text{ [m}^4\text{]}$ kvadratický moment průřezu, $l_n = 0,0288 \text{ [m]}$ efektivní délka nosníku a $m = 0,001404 \text{ [kg]}$ je hmotnost nosníku [5]. Pro porovnání výsledku ze vztahu 6.3.1 byl vytvořen zjednodušený MKP model. Piezo aktuátor byl modelován jako nosník s průměrnou hustotou a průměrným modulem pružnosti jak udává výrobce. První vlastní frekvence modelu MKP je rovna:

$f_n = 2,05 \text{ kHz}$. Hodnota je značně rozdílná od výpočtu 6.3.1, protože předešlý vztah nezahrnuje nosník ve tvaru, který je na obr. 30, ale standartní nosník, na jedné straně vetknutý a bez aktuátoru.

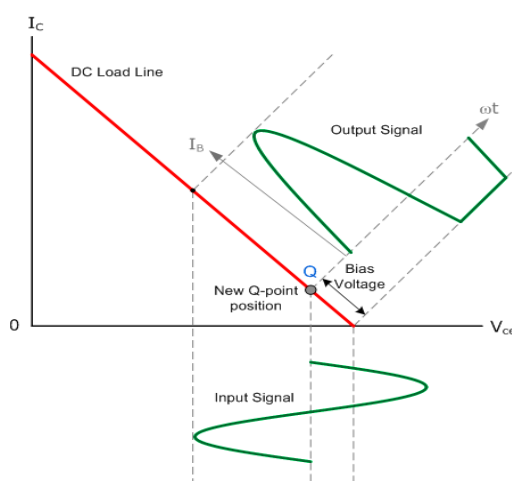


Obr. 31 zjednodušený MKP model vibrační hlavy

Jedná se o standartní zapojení celosymetrického nízkofrekvenčního zesilovače, vybaveného potřebnými ochranami. Na obr. 33 je konstrukční schéma zesilovače zapojeného v režimu AB. Vstup zesilovače je opatřen jednoduchým děličem napětí. Pro potřeby měření není potřeba signál upravovat. Výstup zesilovače je řešen tak, aby bylo možno budit elektrodynamický systém a také piezo systém. Piezo aktuatory vyžadují pro svůj chod zpravidla vyšší napětí (cca 200 Vpp). Konec zesilovače je vybaven transformátorem, který transformuje napětí ze zesilovače až na hodnoty okolo 200 Vpp. Což je napětí dostačující pro buzení běžných piezo aktuátorů.

7.1 Konstrukce nízkofrekvenčního symetrického zesilovače

Bylo zvoleno standartní zapojení zesilovače pracujícího ve třídě AB. Jedná se o zapojení, které vykazuje dobrou účinnost. Pracovní bod koncových tranzistorů je nastaven tak, aby jím procházel nějaký malý proud (Obr. 33). Tím je zaručeno, že přechodové zkreslení není tak výrazné. Zesilovač je symetrický, a vyžaduje též symetrický zdroj napětí [29].



Obr. 33 princip třídy AB [29]

Zesilovač je dále vybaven na výstupu tavnými pojistkami a zpožděným připojením zátěže k výstupu pomocí relé. Při překročení teplotního limitu dojde k odpojení zátěže od zesilovače. Konkrétní parametry zesilovače jsou uvedeny v příloze. Výkon zesilovače je stanovený odhadem. Předpokládá se však, že v případě použití piezo aktuátoru bude třeba výkon až 10x menší. Pro případ buzení elektromagnetickým polem již může výkon potřebný k buzení cívky korespondovat s výkonem zesilovače.

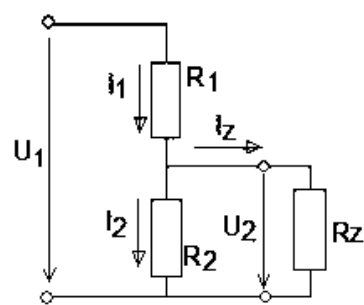
7.2 Úprava vstupního napětí

K plné saturaci zesilovače dochází při hodnotě vstupního napětí $U = 1,23 \text{ V}$. Budící napětí lze sice dostatečně měnit již na generátoru, ale pro přesné doladění a omezení signálu je třeba zabudovat jednoduchý napěťový dělič dle obr. 34. Hodnoty odporů R_1, R_2 musí být

voleny tak, aby nezatěžovaly výstup generátoru a vstup zesilovače. K výpočtu slouží základní vztahy:

$$U_2 = \frac{R_2}{R_1 + R_2} U_1 \quad \text{pro nezatížený dělič} \quad (7.2.1)$$

$$U_2 = \frac{\frac{R_2 R_z}{R_2 + R_z}}{\frac{R_2 R_z}{R_2 + R_z} + R_1} U_1 \quad \text{napětí pro zatížený dělič} \quad (7.2.2)$$



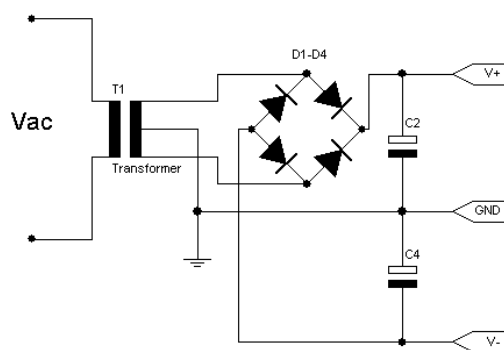
Obr. 34 dělič napětí

R_z je vstupní odpor zesilovače.

V zesilovači byl použit trimr **T73YE** o hodnotě $R = 10\text{k}\Omega$ a $P = 0,5\text{W}$.

7.3 Napájecí zdroj

Napájení zesilovače je realizováno standartním zapojením dle obr. 35. Jedná se o symetrický zdroj napětí. Zdroj je vybaven v primární části tavnou pojistkou a v sekundární části vybaven dvěma pojistkami. Součástky zdroje jsou dimenzovány minimálně na plný výkon zesilovače.



Obr. 35 napájecí zdroj zesilovače

- Výstupní napětí naprázdno: $U = 2 \times 64\text{V}$
- Maximální proud do zátěže: $I = 2 \times 3\text{A}$

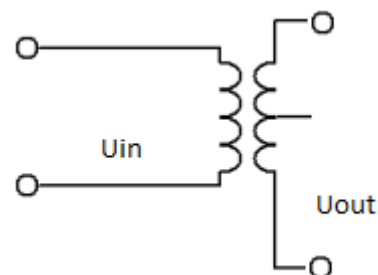
Toroidní transformátor, vyhlazovací kondenzátory a můstkový usměrňovač je od firmy ALDAX. Toroidní transformátor je vybaven odbočkou na sekundárním vinutí pro samostatné napájení ochran zesilovače.

7.4 Proudová ochrana na primárním vinutí transformátoru

Zesilovač je vybaven proudovou ochranou na primární části transformátoru. Vzhledem k výkonu transformátoru ($P = 300\text{ W}$) je zapotřebí zajistit ochranu sítě před proudovými nárazy při zapnutí zesilovače. Jako ochrana byl použit obvod od firmy **EZK XMX1152-HX**. Schéma zapojení je uvedeno v příloze.

7.5 Úprava výstupu zesilovače pro piezo aktuátor

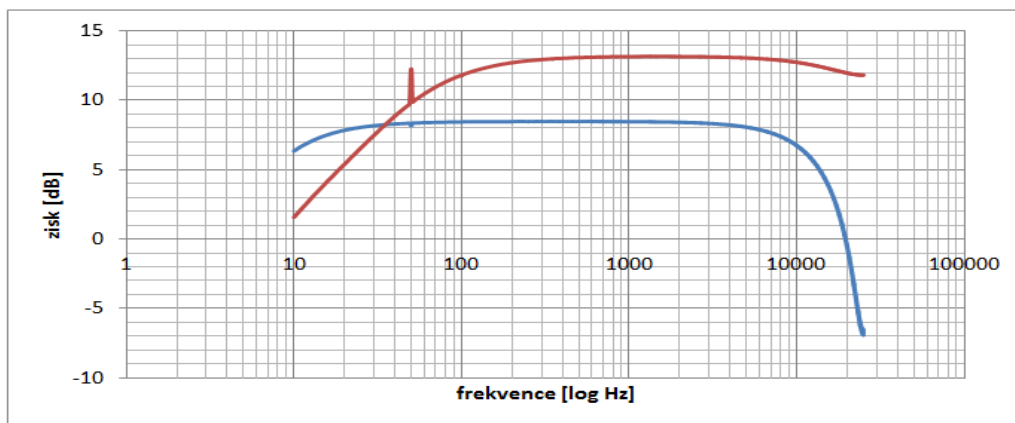
Pro buzení piezo aktuátoru je zapotřebí přizpůsobit výstup tak, aby dodával potřebné vysoké napětí. Pro jednoduchost řešení byl použit transformátorový stupeň. Na obr. 36 je schéma transformátoru s vyvedeným středem. Nevýhodou tohoto řešení je nízká účinnost (85%) a především omezené frekvenční pásmo. Pro jednoduchost byl využit transformátor používaný pro **100 V vedení**. Výkon zesilovače v případě připojení toho transformátoru je regulován na požadované napětí potřebné na primárním vnutí transformátoru. Impedance transformátoru na primárním vnutí je $Z = 4 \Omega$. Napětí na sekundárním vnutí je $U_s = 2 \times 100 \text{ V}$ nebo **200 V**.



Obr. 36 transformátor s vyvedeným středem

7.6 Frekvenční charakteristika zesilovače

Pro ověření funkčnosti zesilovače byl proveden test. Na grafu 3 je amplitudová charakteristika zesilovače. Pokud je připojen transformátor pro piezo, pásmo se zúží, ale pořád je dostatečně široké. Měření bylo provedeno na prázdko, předpokládá se však, že při zatížení dojde k zúžení přenosového pásma. Šířka pásma se hodnotí dle mezních frekvencí, kde zisk zesilovače klesne o 3 dB ($f_d = 15 \text{ Hz}$, $f_h = 15 \text{ kHz}$, s transformátorem: $f_d = 70 \text{ Hz}$, $f_h = 25 \text{ kHz}$).



Graf. 3 Frekvenční charakteristika zesilovače; bez transformátoru (modře); s transformátorem (červeně)

8 REALIZACE ŘÍDÍCÍHO A VYHODNOCOVACÍHO PROGRAMU

8.1 Úvod do zpracování signálů

Výstupem akcelerometru je analogový signál ve formě napětí úměrnému zrychlení. Aby bylo možno signál zpracovat softwarovými prostředky. Je třeba signál vhodným způsobem převést do digitální podoby. Za určitých okolností může být signál reprezentován posloupností vzorků, které jsou určeny přímo hodnotami tohoto spojitého signálu v ekvidistančních časových intervalech. Podmínkou je, aby z takové posloupnosti mohl být spojitý signál plně zrekonstruován. Podmínky, za kterých může být spojitý signál nahrazen posloupností vzorku, vymezuje vzorkovací teorém.

8.1.1 Vzorkování posloupností impulzů

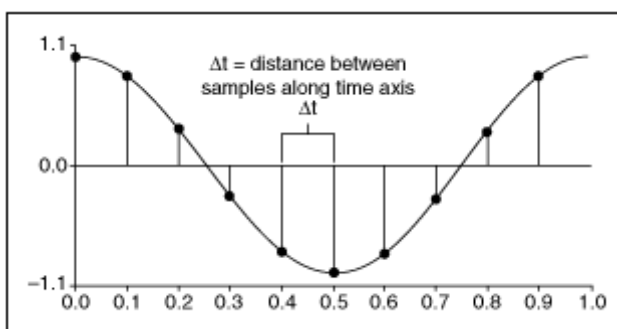
Na obr. 37 je průběh spojitého signálu, který je vzorkován posloupností impulzů daných vztahem:

$$p(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \delta(t - k\Delta t) \quad k = 0, 1, 2, \dots, N \text{ počet vzorků [13]} \quad (8.1.1)$$

kde Δt je vzorkovací perioda. Vzorkovací frekvence je pak definována: $f_s = \frac{1}{\Delta t}$ [Hz].

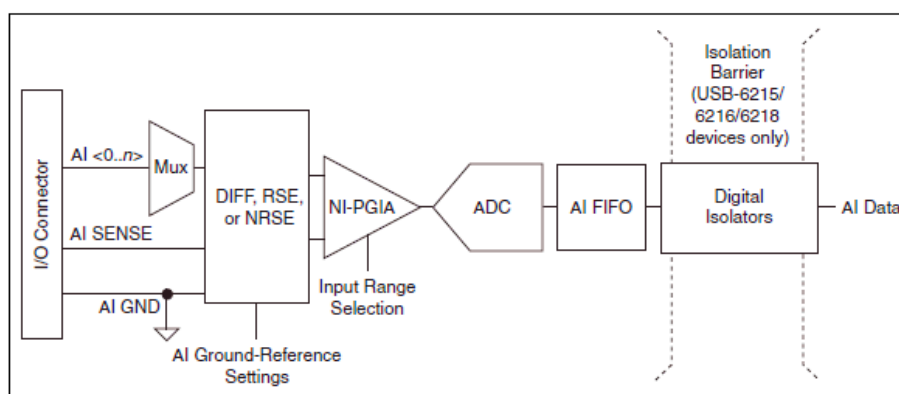
Pokud je analogový signál prezentovaný funkcí $x(t)$ pak je možno psát vztah pro diskrétní transformaci signálu jako:

$$x_p(t) = p(t)x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k\Delta t)\delta(t - k\Delta t) \quad [13] \quad (8.1.2)$$



Obr. 37 vzorkování signálu [10]

O diskretizaci spojitého signálu se starají specializované elektronické obvody. Na obr. 38 je schéma vstupního kanálu měřicí karty NI DAQ 6216, který byla v měření použita.

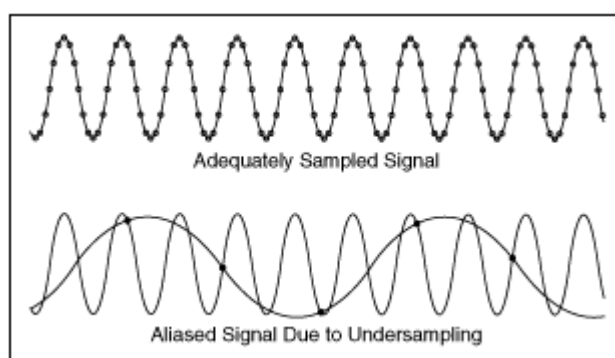


Obr. 38 schéma analogových kanálů NI DAQ 6216 [30]

Vstupní signál je multiplexován a převeden do digitální podoby A/D převodníkem. Pro zachytávání a generování signálu byla použita univerzální měřicí karta National Instruments DAQ 6216. Karta byla volena především dle frekvenčního rozsahu vzorkování, napěťových úrovní a počtu analogových výstupů.

8.1.2 Aliasing

Při nedodržení vzorkovacího teorému dochází k superpozici obálky vzorkovaného a vzorkovacího signálu. Pokud je vzorkovací frekvence nízká, je výsledná diskrétní prezentace signálu chybná. Aby bylo možno daný signál dostatečně navzorkovat, musí být vzorkovací frekvence alespoň dvojnásobná, než je největší frekvence v měřeném spektru. Na obr. 39 je znázorněn případ, kdy je signál navzorkován dostatečně a kdy dochází k aliasingu [13].



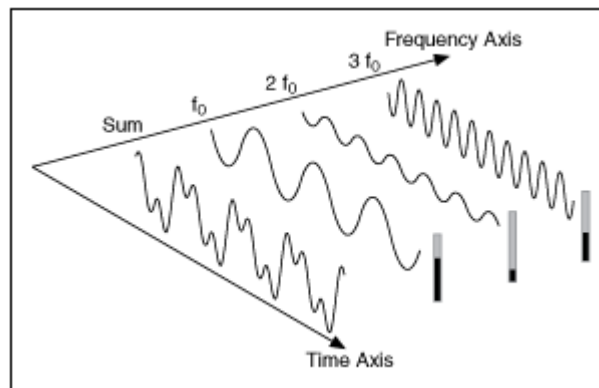
Obr. 39 aliasing [10]

Vzorkovací frekvence f_s je dána:

$$f_s = 2f_{\text{spektra}} \quad (8.1.3)$$

8.1.3 Rozdíl mezi časovou a frekvenční reprezentací signálu

Časový průběh signálu při odebrání vzorků dává informaci o amplitudě v daném časovém okamžiku. Nicméně, v mnoha případech je třeba informace o frekvenci jednotlivých vzorků. Fourierův teorém říká, že každý signál může být reprezentován jako součet sinů a kosinů. Ten samý signál je pak ve frekvenční oblasti reprezentován jako amplituda a fáze na dané frekvenční složce. Na obr. 40 je spojitý signál rozložený na dílčí frekvenční složky. Násobky základní frekvence f_0 jsou takzvané vyšší harmonické složky. Sinová složka obohacuje frekvenční oblast o komplexní složku signálu [13].



Obr. 40 rozklad signálu na dílčí složky [10]

8.1.4 Parsevalův teorém

Parsevalův teorém definuje zachování energie v signálu. Energie spočítaná v časové oblasti signálu je rovna energii ve frekvenční oblasti [13]. Následující vztah definuje diskretní formu Parsevalova teorému.

$$\sum_{i=0}^{N-1} |x_i|^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X_k|^2 \quad (8.1.4)$$

Kde $x_i \xleftrightarrow{\text{FFT}} X_k$ je transformační dvojice a N je počet vzorků.

8.1.5 Diskrétní Fourierova transformace

Fourierova transformace zprostředkovává možnost analyzovat signál ve frekvenční oblasti. Nejčastěji se používá v analýze lineárních časově invariantních signálů. Diskrétní Fourierova transformace (dále jen DFT) může být definována jako posloupnost [13]:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-jkn \frac{2\pi}{N}} \quad \text{pro } k = 0, 1, 2, \dots, N-1, \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (8.1.5)$$

Pomocí DFT vznikne též posloupnost prvků $\mathbf{X}[\mathbf{k}]$ ve frekvenční oblasti o stejné délce jako původní posloupnost $\mathbf{x}[\mathbf{n}]$ v časové oblasti. Podobně jako v časové oblasti je použit vzorkovací interval Δt , tak ve frekvenční oblasti existuje frekvenční rozlišení [13]:

$$\Delta f = \frac{f_s}{N} = \frac{1}{N\Delta t} \quad N \dots \text{počet vzorků} \quad (8.1.6)$$

Součin $N\Delta t$ je celkový vzorkovací čas. Pro numerický výpočet DFT lze použít algoritmus rychle Fourierovy transformace FFT. Podrobná analýza DFT, FFT a jiných transformací je k dispozici v literatuře [13, 15, 18].

8.1.6 Fázová a amplitudová informace o signálu

I když může být vstupní signál jen reálný, signál po DFT je vždy komplexní s možností nulové imaginární složky. Komplexní charakteristice signálu odpovídá fáze a amplituda signálu. Pokud je signál reálný, DFT výstup je symetrický a lze použít jen polovinu vzorků. V případě komplexního signálu je výstup asymetrický a je třeba použít celou sérii vzorků [13]. Výpočet komponent signálu probíhá podle:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-jkn\frac{2\pi}{N}} = \sum_{n=0}^{N-1} x[n](\cos(\frac{2\pi nk}{N}) - j\sin(\frac{2\pi nk}{N})) \quad (8.1.7)$$

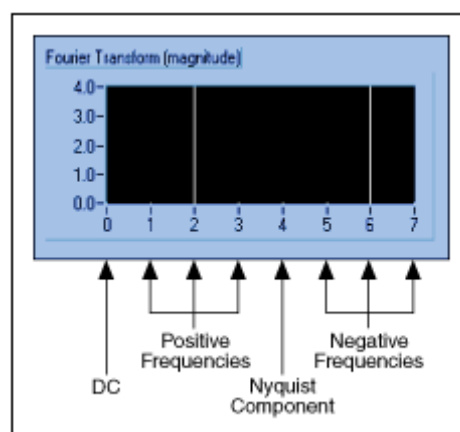
Kde kosinová komponenta generuje reálnou složku a sinová komponenta složku imaginární.

8.1.7 Pozitivní a negativní frekvence

Platí, že vzorkovací čas Δt a první vzorek je v $t = 0$ pro $k\Delta t = 0$ kde $k > 0$ je celé číslo. Stejný předpoklad platí i pro frekvenční rozlišení. Tento předpoklad platí však jen do první poloviny frekvenčního rozsahu. Pokud je počet vzorků sudý, platí výše psaný předpoklad do takzvané Nyquistovy frekvence f_p . Platí v případě sudého počtu vzorků N , že je $p = N / 2$. Frekvence za touto frekvencí se nazývají negativní. V tab. 3 je uveden příklad pro $N = 8$ [10].

Tab. 3 rozdělení frekvence na kladnou a zápornou [10]

$X[n]$	Δf
$X[0]$	stejnoseměrná složka signálu
$X[1]$	Δf
$X[2]$	$2\Delta f$
$X[3]$	$3\Delta f$
$X[4]$	$4\Delta f$ Nyquistova frekvence
$X[5]$	$-3\Delta f$
$X[6]$	$-2\Delta f$
$X[7]$	$-\Delta f$



Obr. 41 pozitivní a negativní frekvence

$$\text{V případě lichého počtu vzorků je Nyquistova frekvence } p = (N-1) / 2 \quad (8.1.8)$$

8.1.8 Dvoustranná, centrovací transformace

Jedná se o FFT transformaci, která zobrazuje negativní a pozitivní frekvenční pásmo. Transformace probíhá podle [13]:

$$x(t)e^{j2\pi f_0 t} \xrightarrow{FT} X(f - f_0) \text{ kde } f_0 = \frac{f_s}{2} \text{ je Nyquistova frekvence} \quad (8.1.8)$$

Posunutí způsobí, že stejnosečná složka se přesune do místa Nyquistovy frekvence.

8.1.9 Výkonové spektrum

Dvoustranné výkonové spektrum je dáno [13]:

$$S_{AA}(f) = \frac{\text{FFT}(A) * \text{FFT}^*(A)}{N^2} \quad (8.1.9)$$

Kde $\text{FFT}^*(A)$ je komplexně sdružený tvar $\text{FFT}(A)$

Výkon frekvenčních složek je dán:

$$\frac{a_k^2}{4} \quad (8.1.10)$$

Kde a_k je amplituda jednotlivých složek frekvence.

8.1.10 Transformace dvoustranného spektra na jednostranné

Pro zobrazení spektra se používá nesymetrického jednostranného zobrazení. Převod dvoustranného spektra probíhá dle vztahu:

$$G_{AA}(i) = 2S_{AA}(i) \text{ kde } i = 1..(\frac{N}{2} - 1) \quad (8.1.11)$$

Amplituda složek spektra je dána:

$$\frac{A_k}{\sqrt{2}} \quad (8.1.12)$$

Jednotka této amplitudy je často používána a běžně se označuje „*rms*“. Například výkonová hustota, kde amplituda je ve voltech má jednotky ve tvaru V_{rms}^2 [10].

8.1.11 Vzájemné výkonové spektrum

Vzájemné výkonové spektrum je důležité pro další zpracování signálu. Je dáno vztahem:

$$S_{AB}(f) = \frac{\text{FFT}(A) * \text{FFT}(B)}{N^2} \quad (8.1.12)$$

Kde **A**, **B** reprezentují dva časové signály a jejich FFT.

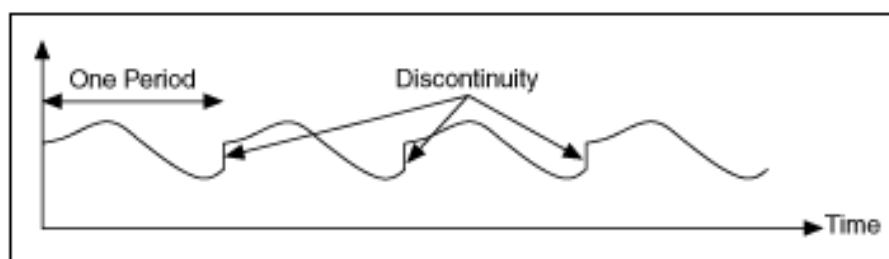
8.1.12 Váhové funkce

V praxi lze získat jen konečné množství vzorků. Při použití FFT se předpokládá periodičnost vzorků. Což nemusí být splněno. Tím vznikají nespojitosti na hranicích (obr. 42) V takovém případě dochází k většímu prosakování energie. Aby byl tento únik minimalizován, používají se časové funkce, které omezují v cyklu signál na formu, která je periodická a na okrajích má minimální nespojitost. Tyto funkce jsou známy jako okenní funkce.

V programu budou použity standartní váhové funkce:

- Hanning,
- Hamming,
- Blackam – harris,
- Blackman,
- Flat Top.

Existuje celá řada funkcí [10, 13, 15]. Zde se jimi podrobněji nebudeme již dále zabývat.



Obr. 42 ukázka nespojitosti na hranicích vybraného signálu [10]

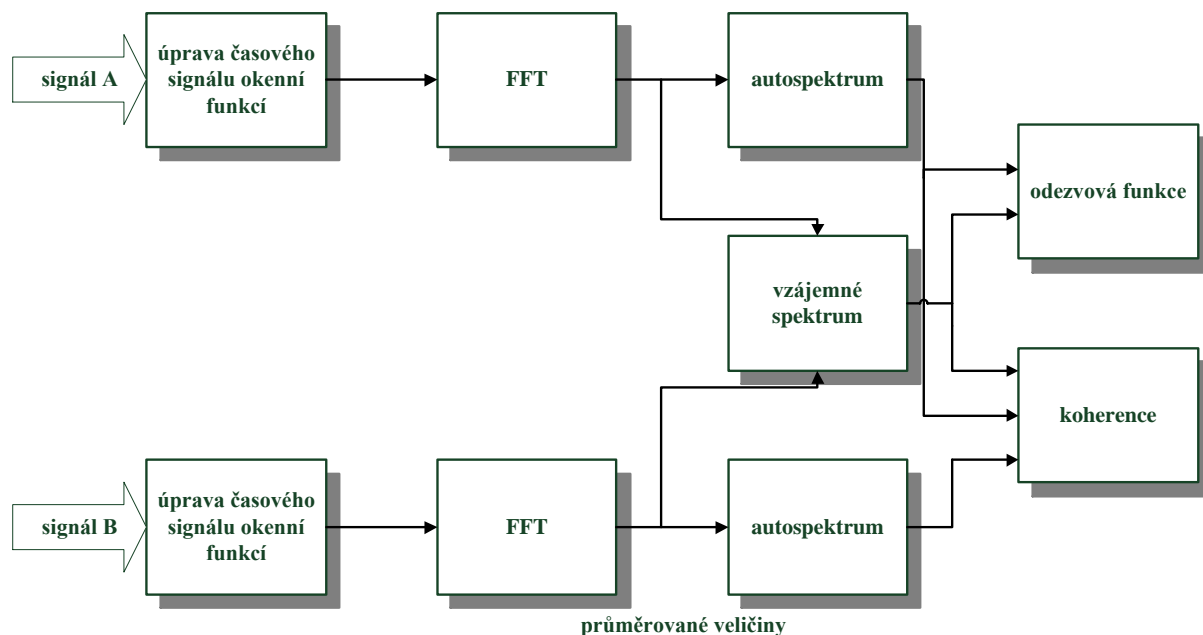
8.1.13 Koherence

Koherence je funkce, která ukazuje jak moc je lineární model vhodný pro daný fyzikální model. Pokud se hodnota této funkce blíží k jedničce, je lineární model vhodně zvolený. Dále tato funkce ukazuje, který ze signálu je ve spektru více zastoupený, případně obsahující více šumu [10,13]. Funkce je předepsána takto:

$$\gamma^2(f) = \frac{S_{AB}(f)}{S_{AA}(f)S_{BB}(f)} \quad (8.1.14)$$

8.2 Sestavení frekvenční odezvové funkce

K popisu fyzikálního systému byla použita frekvenční analýza. Na obr. 43 je schéma, které je složeno z dílčích bloků. Před transformací FFT je signál upraven okenní funkcí. Dále dochází k průměrované FFT a výpočtu auto spektra a vzájemného spektra [10].



Obr. 43 blokové schéma dvoukanálového měření frekvenční odezvové funkce

Před transformací FFT je signál upraven okenní funkcí. Dále dochází k průměrované FFT a výpočtu auto spektra a vzájemného spektra. Odezvová funkce je pak dána [13]:

$$H(f) = \frac{S_{AB}(f)}{S_{AA}(f)} \quad (8.1.13)$$

Signál A je vstupní, signál B je výstupní. Amplituda je dána poměrem amplitud vlastního a vzájemného spektra. Fáze je dána rozdílem fází signálů.

8.3 Návrh programu pro měření odezvové funkce

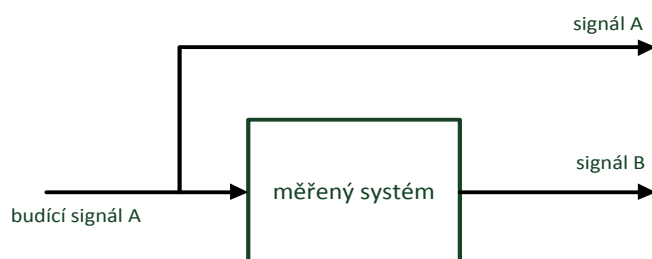
Jako vývojový nástroj byl zvolen komplexní systém od National Instruments, Labview 2010 a měřicí karta NI DAQ 6216. Pro potřeby experimentu byla stanovena kritéria řešení shrnutá v následující tab. 4.

Tab. 4 požadavky na měřicí program

frekvenční rozsah	10 – 20000 Hz
Amplituda	0 – 20 V _{pp}
zobrazení fáze	ano (stupně / radiány)
zobrazení zisku	ano (lineárně / dB)
typy budícího signálu	ano (běžné typy signálů)
průměrování signálu	ano (vektorově, rms)
váhové funkce	ano (běžné funkce)
koherenční funkce	ano
frekvenční lupa	ano

8.3.1 Generování a zachytávání signálu

Na obr. 44 je schéma uspořádání soustavy z hlediska signálové cesty. Měřicí kartou je nejprve vygenerován signál **A** a následně zachycen odezvový signál **B**.



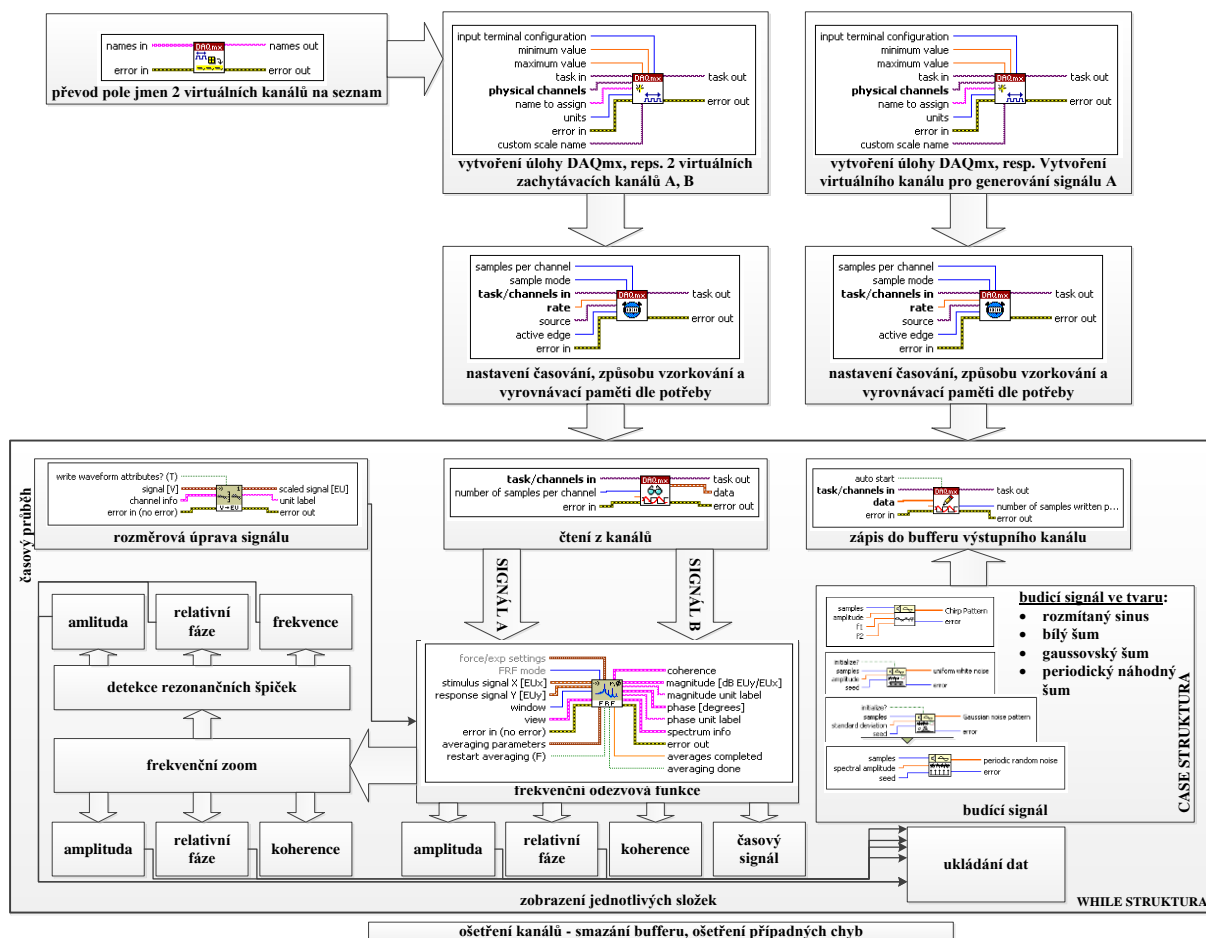
Obr. 44 měřicí schéma

Pro ovládání karty byl použit ovladač DAQmx. Na následujícím diagramu je programová sekvence, která obstarává inicializaci zachytávacích kanálů / generovacího kanálu. Pro měření jsou sice potřeba jen dva kanály, ale pro synchronizaci a snadnější programování je vytvořen ještě jeden zachytávací kanál, který je přímo propojený s kanálem generujícím budící signál.

8.3.2 Vytvoření virtuálních kanálů a propojení s programem v Labview

Jako měřicí kanály byly zvoleny dva analogové vstupy karty. Tyto kanály byly zainicializovány vytvořením nové úlohy v Labview DAQmx. V nastavení byla zvolena defaultně amplituda 10 V_{pp}, kterou vstup bude schopen změřit. Dále byl vytvořen kanál pro generování signálu se stejnými parametry jako měřicí kanály. Díky polymorfismu modelu Labview lze použít na tvorbu jakéhokoliv kanálu jeden nástroj. Po vytvoření kanálů lze pomocí příslušných funkcí ovládat kanály (zápis / čtení). Základní blokové schéma programu

je naznačeno na obr. 45. Frekvenční lupa je součástí podprogramu, který obstarává frekvenční analýzu.



Obr. 45 základní blokové schéma programu pro generování a zachytávání signálů s následnou úpravou a frekvenční analýzou

8.3.3 Nastavení vzorkování signálu

Vzorkovací frekvence nastavuje objekt DAQmx Timing. Frekvence je možno nastavit individuálně pomocí připojeného formuláře. Je třeba však dbát na dodržení vzorkovacího teorému. Dále lze v tomto objektu nastavit vzorkovací hodiny. Ty jsou ponechány přednastavené, tedy na *onboard clock*. Pro kontinuální režim snímání / generování je třeba nastavit položku SAMPLE MODE na CONTINUOUS SAMPLES. Pro generování signálu je třeba ještě nastavit RegenMode objektu DAQmx Write na hodnotu *Do not allow regeneration*. Pro přístup k proměnným, či metodám lokálních instancí lze použít prvek

PROPERTY NODE. Toto nastavení zajišťuje, že se na výstupu objeví vždy nová data. Pro čtení / zapsání dat se používají bloky DAQmx Read, DAQmx Write.

8.3.4 Způsoby generování budícího signálu

Program obsahuje několik typů buzení (obr. 45). V programu Labview je k dispozici celá řada signálových generátorů. V programu je využito celkem čtyř typů signálů:

- **rozmítaný signál „Chirp“ :**

Tento objekt generuje signál s měnící se periodou podle rovnice:

$$y_i = A \sin\left(\left(\frac{a \cdot i}{2} + b\right) \cdot i\right) \text{ pro } i = 0, 1, 2, \dots, n - 1 \quad (8.3.1)$$

A je amplituda a proměnné a , b ve tvaru:

$$a = \frac{2\pi(f_2 - f_1)}{n}, b = 2\pi f_1 \quad (8.3.2)$$

n je počet vzorků

f_1 je počáteční frekvence vztažená na počet cyklů

f_2 je koncová frekvence vztažená na počet cyklů

- **periodický náhodný šum**

Na periodický náhodný šum se lze dívat jako na součet sinusových signálů se stejnou amplitudou, ale s rozdílnými fázemi. Jednotka spektrální amplitudy je stejná jako výstup z šumového generátoru. Tento šum je vhodný pro počítání frekvenční odezvy v jednom časovém záznamu namísto průměrování frekvenční charakteristiky za několik časových záznamů, jak je třeba u neperiodického generátoru šumu. U toho šumu není potřeba použít váhové funkce [10].

- **Gaussův bílý šum**

Objekt generuje distribuovanou pseudonáhodnou sekvenci. Podobné vlastnosti vykazují i některé reálné modely. Gaussovský šum lze též použít jako generátor náhodných čísel [10].

- **uniformní bílý šum**

Objekt generuje pseudonáhodné sekvence. Tento šum je vhodný pro měření frekvenční charakteristiky zesilovačů a elektronických filtrů. V této práci sloužil k měření právě vlastností zesilovače pro buzení piezo aktuátoru [10].

Při použití signálu „Chirp“ není třeba provádět úpravu signálu okenní funkcí. Pomocí formuláře se nastaví začáteční a koncová frekvence. Program dle algoritmu pak vytvoří pole vzorků dle vstupních parametrů.

8.4 Detekce časových změn ve frekvenční charakteristice

Pro potřeby vyhodnocování rezonanční oblasti systému byl napsán podprogram, který v reálném čase sleduje změny rezonančních oblastí. Lze sledovat:

- amplitudové změny,
- fázové změny,
- frekvenční změny,
- změny ve výkonu spektra,

Pomocí programu, který vykonává frekvenční analýzu v určitém frekvenčním pásmu zvoleném uživatelem, je vytvořena datová struktura. Tato struktura je prohledávána za účelem nalézt extrémní hodnoty a k nim přiřadit zpětně hodnoty amplitudy, fáze a frekvence dané nastavením frekvenční analýzy. Změny těchto veličin jsou zaznamenávány v čase do grafu a souboru.

8.5 Úprava jednotek a měřítko signálů

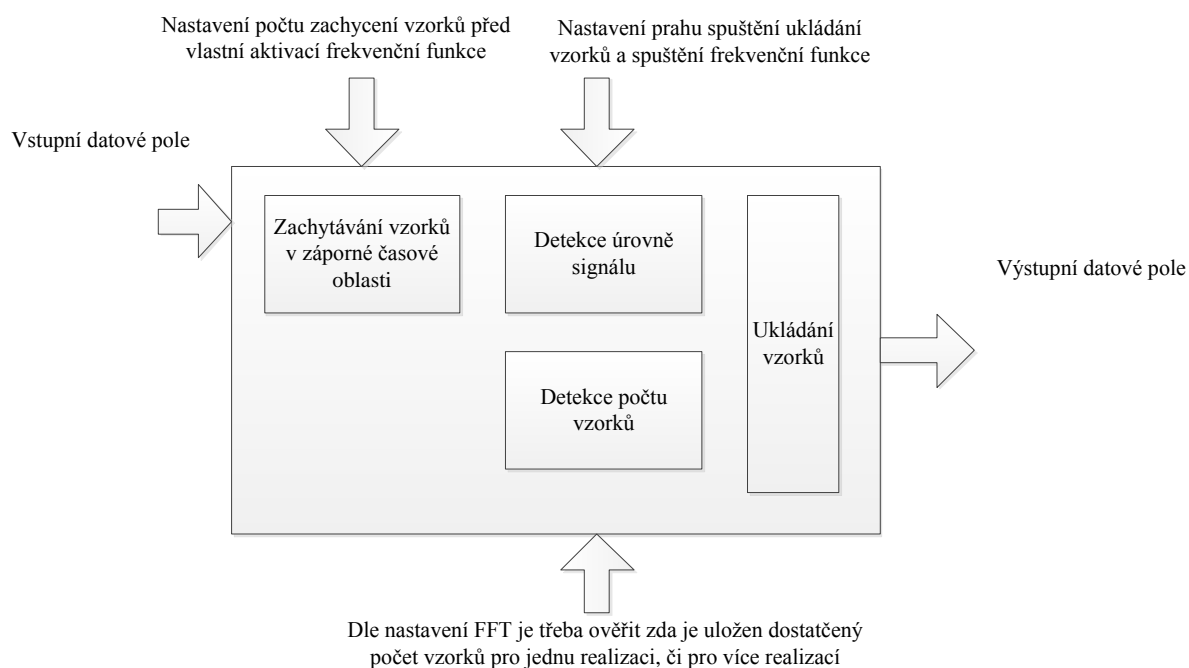
Vstupní signál je dán v jednotkách napětí, přímo generovaný kartou. Dle obr. 46 signál prochází zesilovačem, transformátorem a nakonec je dle typu buzení převeden na mechanický signál. Výstupní signál A''' je ve formě zrychlení. Výstupní signál B (odpověď systému na signál A''') je také ve zrychlení, ale je potřeba provést úpravu měřítka, protože signál z akcelerometru je upraven ještě zesilovačem s volitelným zesílením. Výrobce akcelerometru uvádí, že v pracovní oblasti je 10 mV rovno $9,81 \text{ ms}^{-2}$, respektive $10 \text{ mV} = 1 \text{ g}$.



Obr. 46 postupné změny v měřítku signálů v měřicím obvodu

8.6 Návrh programu pro analýzu rázovým kladívkem

Pro ověření frekvenční charakteristiky systému vytvořené za excitace sestrojenou vibrační hlavou byl zvolen test rázovým kladívkem od firmy Kistler. Z podstaty měření rázovým kladívkem je třeba upravit řídicí a vyhodnocovací program. Do programu byla zavedena nová funkce, která obstarává spouštění frekvenční analýzy při splnění podmínek nastavení frekvenční analýzy a dostatečné úrovně vybuzení. Na obr. 47 je naznačeno blokové schéma funkce.



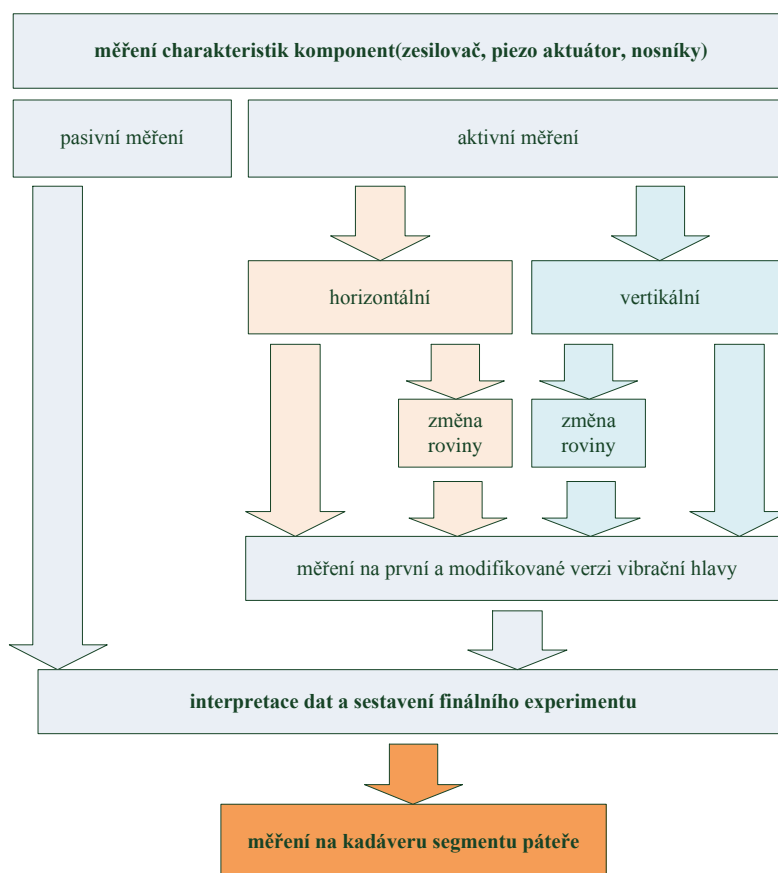
Obr. 47 Blokové schéma funkce zachytávání signálu z rázového kladívka

V první verzi programu nebyla možnost zachytávání vzorků před vlastním spuštěním analýzy. Ukázalo se však, že v případě možnosti zachytávání vzorků v záporném čase vztaženém na start analýzy je možno přesně doladit počet vzorků obsahující potřebné informace pro FFT a tím opakovaně spouštět analýzu a sestavit koherenční funkci.

9 EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ ZAŘÍZENÍ

Následující kapitola je věnována základnímu ověření funkčnosti zařízení pro měření změn ve frekvenční oblasti. Zároveň je testován softwarový nástroj a jsou prováděny případné modifikace v softwaru. V první řadě jsou hledány vlastní frekvence vibrační hlavy. Experimentální model je doplněn o numerický model MKP. Obě metody jsou vyhodnoceny. Druhá část se zabývá identifikací vlastních frekvencí implantátu a k němu připojeného nosníku. Za účelem hledání změn ve frekvenčních charakteristikách komponent byla připravena celá řada experimentů. Parametry experimentů byly voleny tak, aby se alespoň blížily k reálným podmínkám během operačního výkonu.

Na obr. 48 je zobrazeno struktura experimentu. Finální měření je prováděno na kadáveru krčního segmentu C3 – C4. Měření již neobsahuje tolik variací jako předchozí experimenty. Jsou vybrány jen variace, které jsou z hlediska měření na operačním sále nejdůležitější.



Obr. 48 struktura experimentů

V experimentální části byla provedena měření shrnutá v tab. 5. První měření (**1a až 1b`**) jsou zaměřena na ověření vlivu rezonancí komponent systému na frekvenční charakteristiku piezo aktuátoru. Experimenty **2a až 2b`** jsou prováděny za použití zesilovačů a akcelerometru. Jsou prováděny v horizontální poloze na zařízení TiraTest.

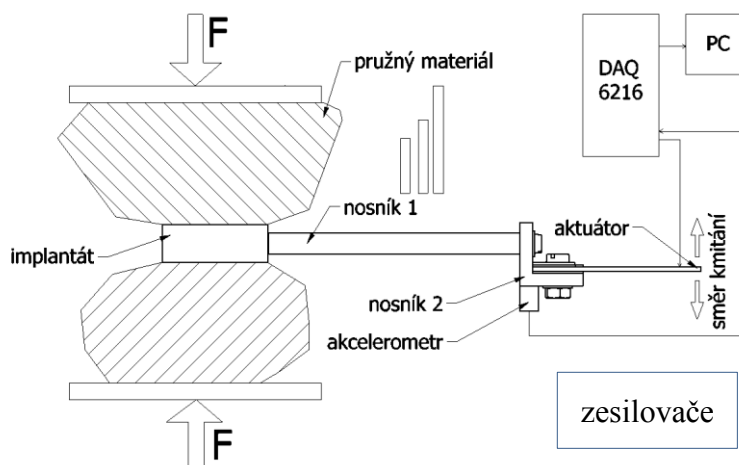
Tab. 5 provedené experimenty

Měření s vibrační hlavou č. 1		Měření s modifikovanou vibrační hlavou	
Pasivní měření: bez zesilovačů a akcelerometru			
1a	uložení z polyethylenových destiček	1a`	uložení z polyethylenových destiček
1b	uložení z dentální modelovací hmoty	1b`	uložení z dentální modelovací hmoty
Aktivní měření: se zesilovači a akcelerometrem			
2a	uložení z polyethylenových destiček	2a`	uložení z polyethylenových destiček
2b	uložení z dentální modelovací hmoty	2b`	uložení z dentální modelovací hmoty
Aktivní měření ve vertikální poloze			
3a	uložení z polyethylenových destiček	3a`	uložení z polyethylenových destiček
3b	uložení z dentální modelovací hmoty	3b`	uložení z dentální modelovací hmoty
Vliv roviny měření na frekvenční spektrum v horizontální poloze			
4a	uložení z polyethylenových destiček	4a`	uložení z polyethylenových destiček
4b	uložení z dentální modelovací hmoty	4b`	uložení z dentální modelovací hmoty
Vliv roviny měření na frekvenční spektrum ve vertikální poloze			
5a	uložení z polyethylenových destiček	5a`	uložení z polyethylenových destiček
5b	uložení z dentální modelovací hmoty	5b`	uložení z dentální modelovací hmoty
Vliv časové změny v uložení			
6c	uložení z dentální pryskyřice	6c`	-----
Experiment na kadáveru páteřního segmentu C3 - C4			
7d	uložení implantátu v prostoru mezi obratli C3 – C4	7d`	uložení implantátu v prostoru mezi obratli C3 – C4

Při testování byly použity dva různé typy materiálu uložení (označení a, b) a byla měřena frekvenční charakteristika soustavy při různém předpětí v uložení. Měření **3a až 3b`** byly provedeny za účelem zkoumání vlivu polohy měřicí soustavy na její frekvenční charakteristiku. Experimenty **4a až 4b`** a **5a až 5b`** představují měření vlivu umístění vibrační hlavy na frekvenční charakteristiku soustavy. Před finální experiment bylo zařazeno měření **6c** vlivu změny tuhosti v uložení na frekvenční charakteristiku v průběhu tvrdnutí dentální pryskyřice. Poslední experiment (**7d, 7d`**) je proveden na kadáveru páteřního segmentu C3 - C4.

9.1 Základní měřící schéma

Základní měřící schéma je na obr. 49. Vibrační zařízení včetně implantátu je na konci uloženo v pružném prostředí, které je navíc dle potřeb zatěžováno silou F . Na nosníku č. 2 je umístěn také akcelerometr, který zachytává příčné kmitání nosníku. Odezvu je možno měřit kdekoliv na zařízení, ale v tomto případě jde o to změřit především zrychlení na konci nosníku č. 1. Akcelerometr je připojen k nábojovému zesilovači s volitelným zesílením. Piezo – aktuátor je též napájen ze zkonstruovaného zesilovače. Všechna data z měření jsou zaznamenávána měřicí kartou NI DAQ 6216 a vyhodnocována v programu napsaném v Labview. Pružné uložení je nahrazeno ve finálních experimentech kadáverem páteřního segmentu.



Obr. 49 měřící schéma

9.2 Volba implantátu

Pro měření byly vybrány dva typy implantátů:

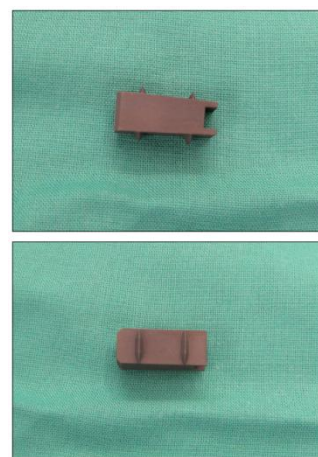
Biotitanová náhrada meziobratlové destičky **Implanspin** pro krční oblast (obr. 50). Jedná se o bioaktivní implantát s oseokonditivními vlastnostmi. Protéza má tvar má základní tvar zkoseného hranolu, zúženého o 1 stupeň směrem k páteřnímu kanálu. Výška implantátu je stupňovaná (8 – 5mm). Na koncích je protéza vybavena křídélky, která jsou po operaci v kontaktu s okolní vitální kostí a zajišťují primární stabilitu. Protéza je vyrobena z čistého titanu s upraveným povrchem. Materiál má hustotu $\rho = 4500 \text{ kg m}^{-3}$. Protéza je určena k náhradě meziobratlové ploténky



Obr. 50 krční protéza
Implanspin

pro zabránění instability postiženého segmentu páteře [24].

*Biotitanová náhrada meziobratlové destičky **Implanspin** pro bederní oblast* (obr. 51). Protéza je ve tvaru obdélníkového hranolu. Výška protézy v přední části je od 8 do 10 mm a šířka je 8 mm. Úhel mezi horní a dolní plochou náhrady je 4 stupně. Opět i tento implantát obsahuje křídélka, která zajišťují primární stabilitu. Protéza je vyrobena titanu a bioaktivní plocha je vytvořena leptáním [25].

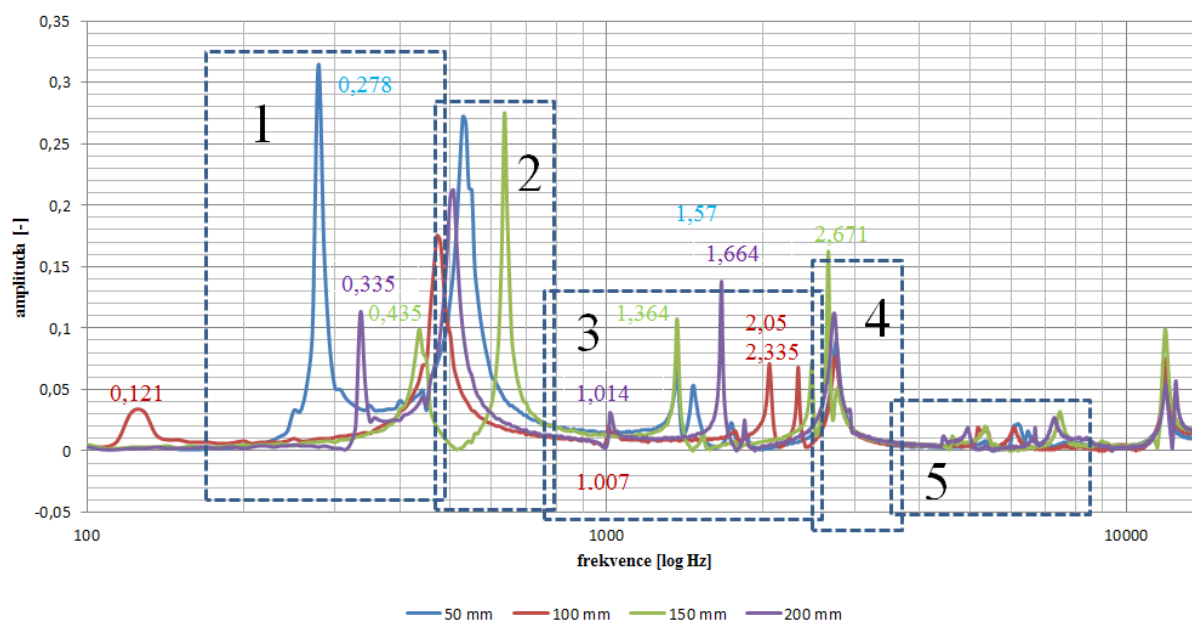


Obr. 51 bederní protéza Implanspin [25]

9.3 Identifikace rezonančních frekvencí vibračního zařízení

9.3.1 Frekvenční charakteristika s vibrační hlavou č. 1

Na grafu č. 4 je znázorněna frekvenční charakteristika vibračního zařízení pro různé délky nosníku č. 1. Frekvenční pásmo bylo rozděleno na několik podpásem (1, 2, 3, 4, 5). První pásmo (120 – 470 Hz) obsahuje tři rezonanční špičky.

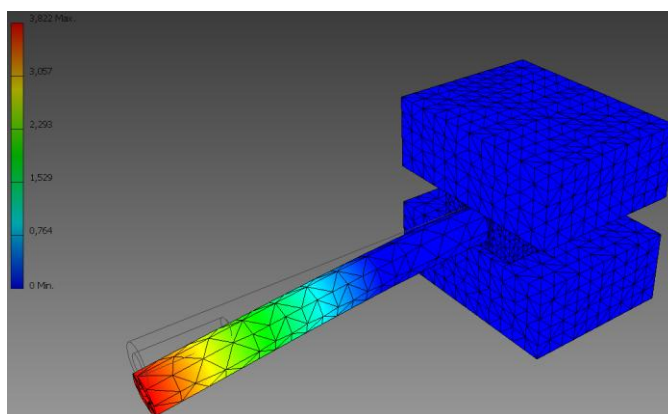


Graf. 4 frekvenční charakteristika soustavy, [kHz]

Pro přibližné rozlišení rezonancí komponent byly změřeny různé délky nosníku, proto v prvním pásmu se objevují rezonance příslušející k jednotlivým délkám nosníku. Pásmo označené číslem 2 (**450 – 800Hz**) přísluší především vlastním frekvencím piezo aktuátoru. V konstrukční části byla změřena a spočítána vlastní frekvence aktuátoru $f_a = 490\text{Hz}$. Zde se hodnoty vlastní frekvence aktuátoru pohybují v rozmezí od 470 do 630 Hz. Tyto rozdíly jsou způsobeny podmínkami, za jakých jsou vlastní frekvence aktuátoru měřeny. V konstrukční části byla rezonance měřena v kombinaci aktuátoru s nosníkem č. 2., tedy bez nosníku č. 1 a implantátu. Pásmo 3 (**790 – 2600 Hz**) přísluší pravděpodobně především hodnotám rezonancí jednotlivých délek nosníku. Pásmo 4 (**2580 – 3400 Hz**) je charakteristické jednou rezonanční frekvencí, která se s délkou tyček nemění. Pásmo 5 (**3390– 9600 Hz**) obsahuje opět celou řadu rezonančních špiček, již ne ale tak výrazných jako ty předešlé. Pro orientační porovnání byl použit zjednodušený model MKP bez vibrační hlavy (obr. 52). Tab. 6 obsahuje vlastní frekvence modelu s dokonalým vetknutím pro různé délky. Hodnoty jsou spočítány v programu ANSYS.

Tab. 6 vlastní frekvence f_{n1} [kHz] MKP modelu v rovine X - Z, * torzní kmity

délka L_a [mm]	titan: $E = 1,03 \cdot 10^5 \text{ MPa}$, $\mu = 0,3$				
50	1,38	8,38	14,9*	22,4	24,8
100	0,346	2,15	5,94	7,48*	14,4
150	0,154	0,961	2,67	4,99*	5,19
200	0,086	0,541	1,51	2,94	3,74*



Obr. 52 MKP model s ideálním uložením

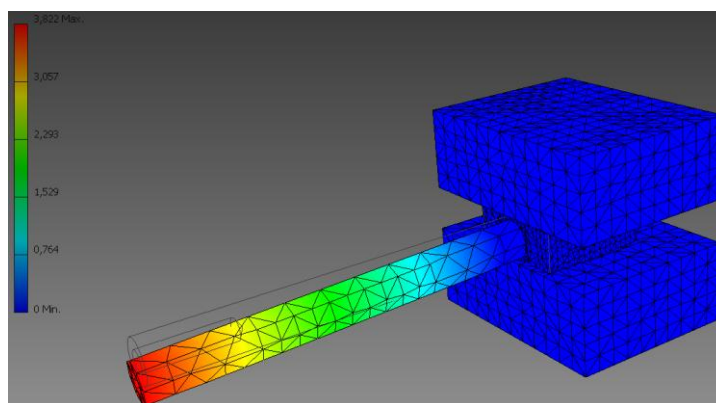
V tomto experimentu, nelze reálné uložení nosníku považovat za ideální, proto byla vazba mezi implantátem a obrátek nahrazena pružinovou vazbou, jejíž tuhost je stanovena z naměřeného silového zatížení $F = 100\text{N}$ a odpovídajícího posunutí. Pro polyethylenové destičky je tuhost rovna $k_e = 143\text{ [N/mm]}$ a pro dentální modelovací hmotu je tuhost $k_m = 38\text{ [N/mm]}$. V tab. 7, 8 jsou zobrazeny vlastní frekvence modelu (obr. 53) s pružinovými vazbami nahrazující tuhosti použitých materiálů. Závislost není lineární, proto tohoto zjednodušení lze použít v případě dostatečně malých kmitů.

Tab. 7 vlastní frekvence f_{n1} [kHz] MKP modelu pro $k_e = 143\text{ [N/mm]}$ v rovině X - Z, * torzní kmit

délka L_a [mm]	titan: $E = 1,03 \cdot 10^5\text{ MPa}$, $\mu = 0,3$				
50	0,249	1,258	2,842*	5,319	
100	0,126	1,033	1,747	3,571*	4,449
150	0,066	0,614	1,252	2,165	4,2
200	0,044	0,365	1,01	1,432	2,728

Tab. 8 vlastní frekvence f_{n1} [kHz] MKP modelu pro $k_e = 38\text{ [N/mm]}$ v rovině X - Z, * torzní kmit

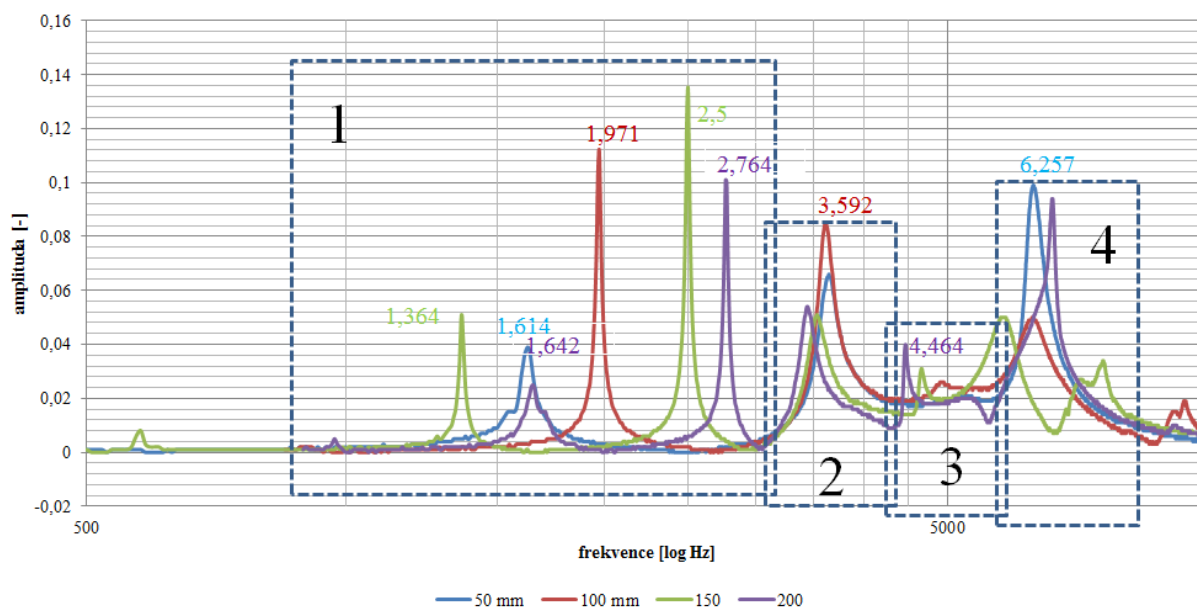
délka L_a [mm]	titan: $E = 1,03 \cdot 10^5\text{ MPa}$, $\mu = 0,3$				
50	0,185	0,661	2,429*	5,281	
100	0,114	1,62	3,452*	4,431	
150	0,061	0,473	0,854	2,124	4,224
200	0,038	0,329	0,652	1,241	2,492



Obr. 53 MKP model s pružným vetknutím

9.3.2 Frekvenční charakteristika s modifikovanou vibrační hlavou

Oproti předchozímu řešení vibrační hlavy se tento systém liší posunutím vlastních frekvencí do vyšších hodnot. Piezo nosník je přilepen k základní konstrukci vibrační hlavy (viz. kapitola konstrukce). Na grafu č. 5 je frekvenční charakteristika soustavy. Oproti předchozímu případu znatelně klesla amplituda kmitů.



Graf. 5 frekvenční charakteristika soustavy s modifikovanou vibrační hlavou, [kHz]

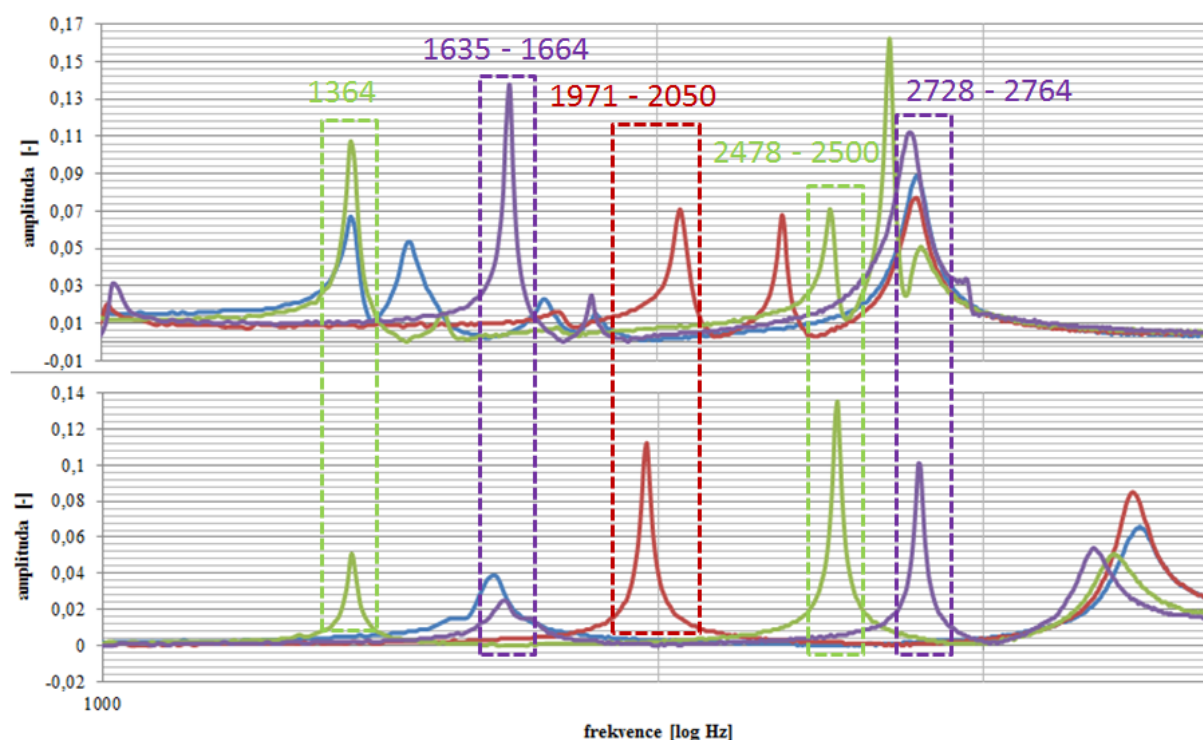
Spektrum je opět rozděleno na několik částí (1, 2, 3, 4). První oblast obsahuje vlastní rezonanční frekvence nosníku č. 1. První oblast obsahuje rezonanční špičky, které patří jednotlivým délkám nosníku č. 1. Pásmo 2, 3 obsahuje rezonance, které se příliš nemění při změnách délek nosníku č. 1. Lze tedy usoudit, že v pásmu dvě se jedná o rezonance nosníku č. 2. Pro srovnání jsou zde uvedeny vlastní frekvence vypočítané v konstrukční části ($f_{n1} = 2,95 \text{ kHz}$). Mezi hodnotami z pásma č. 2 a vypočítanými vlastními frekvencemi není výrazná korelace, protože hodnota vypočítaná je jen orientační. Výpočet nerespektuje počáteční podmínky.

9.3.3 Vzájemné porovnání charakteristik

Hlavním cílem je najít spektrum, kde se vyskytují vlastní frekvence jednotlivých nosníku č. 1. V poslední fázi identifikace se nabízí možnost porovnat oba předchozí grafy a

pokusit se nalézt korelaci mezi jednotlivými rezonancemi. Z grafu č. 4 byla vybrána sekce 3, 4 a z grafu č. 5 sekce 1, 2. Na následujícím grafu č. 6 je zobrazena pravděpodobná korelace mezi některými složkami. Na grafu č. 6 je vidět, že mezi některými rezonancemi je korelace. Z hlediska amplitud nelze posuzovat, protože modifikací vibrační struktury se zásadně amplituda změní.

V dalších experimentech bude posuzováno pásmo především v oblasti 100 – 3000 Hz pro oba případy vibračních hlav.

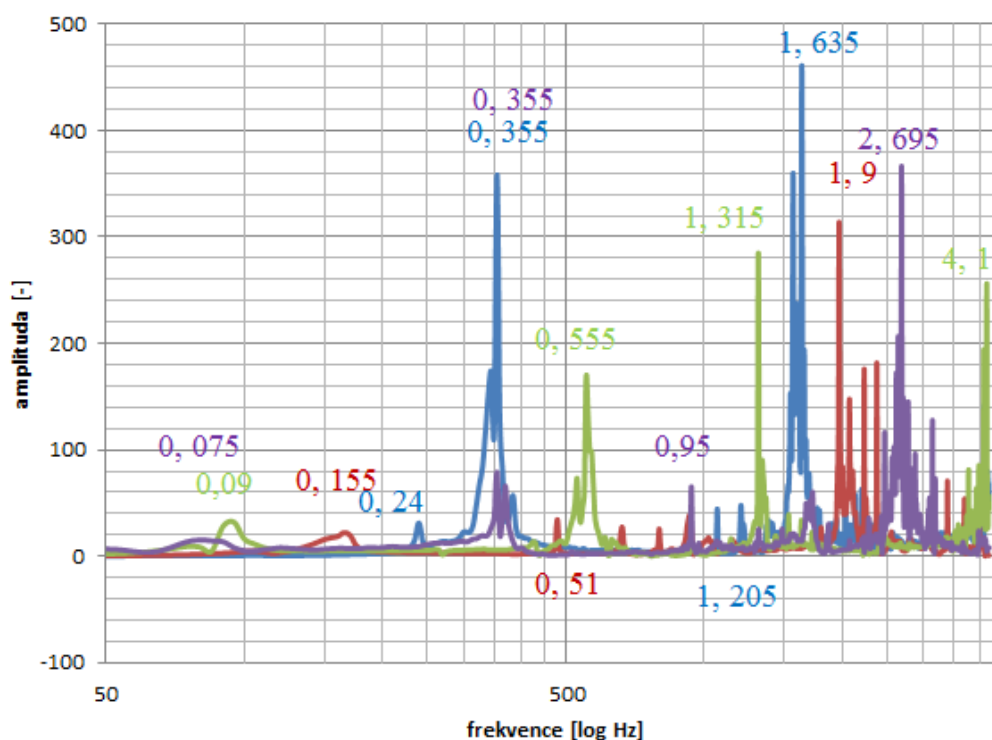


Graf. 6 porovnání měření na vibrační hlavě č. 1 a modifikované vibrační hlavě, [kHz]

Při vyhodnocování bylo přihlíženo k fázové charakteristice a ke koherenční funkci. Fázový rozdíl, rozhodný pro hodnocení frekvence jako rezonanční, se pohybuje okolo 180° a navíc koherenční funkce je rovna přibližně jedné. Fázové charakteristiky a koherenční funkce zde nejsou záměrně znázorňovány, avšak jejich hodnoty jsou brány v úvahu.

9.3.4 Porovnání s výsledky z analýzy rázovým kladívkem

Pro ověření výsledků frekvenční analýzy získané navrhnoutou vibrační hlavou byl proveden experiment s rázovým kladívkem. Na grafu 7. Je znázorněna přenosová funkce systému. Akcelerometr byl umístěn stejně jako u vibračních hlav a buzení kladívkem probíhalo na nosníku č. 1.



Graf. 7 rezonance získané analýzou rázovým kladívkem, [kHz]

Ukazuje se, že označené rezonance v grafu 7 korespondují s výsledky z MKP analýzy či experimentálního měření s vibračními hlavami. Průběhy soustavy s nosníkem č. 1 o délce $l = 200$ mm vykazují shody po celé délce spektra.

9.4 Příprava a počáteční podmínky experimentů

Pro první přiblížení při hledání závislostí mezi vlivem změny parametru uložení a frekvenční charakteristikou byl navrhnut experiment dle obr. 49. Celá soustava i s implantátem je podrobena frekvenční analýze při různých hodnotách přitlačné síly. Pro generování vertikálního zatížení bylo použito zařízení **TIRAtest 2810 S E6**. Byla generována síla:

- 400 N pro bederní implantáty,
- 100 N pro implantáty krční.

Materiál zajišťující uložení implantátu byl zvolen:

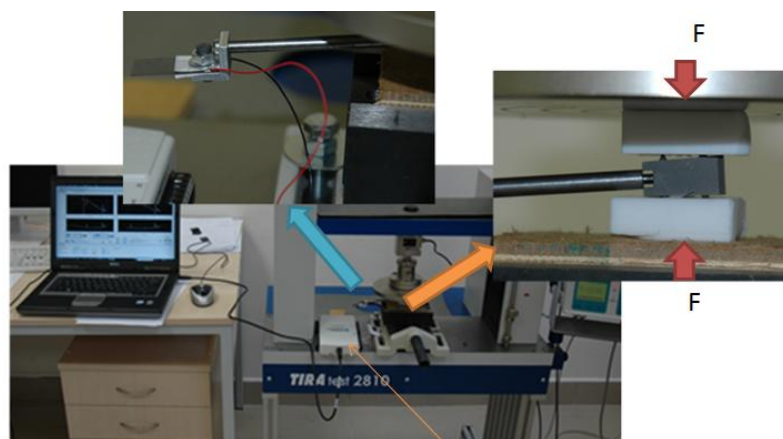
- modelovací materiál používaný v dentální chirurgii, již v tuhém stavu (specifikace v [31]),
- polyethylenové kvádry ($E = 950 \text{ MPa}$).

Měření probíhalo v programu napsaném v Labview s následujícími parametry:

- budící signál: rozmítaný sinus (10 – 15000 Hz)
- vzorkovací frekvence $f_v = 50 \text{ kHz}$
- amplituda signálu: $U_1 = 20 \text{ V}_{pp}$
- FFT: bez váhové funkce, průměrování zapnuté, rozlišení $\Delta f = 1 \text{ Hz}$

9.5 Pasivní měření – experiment bez zesilovačů a akcelerometru

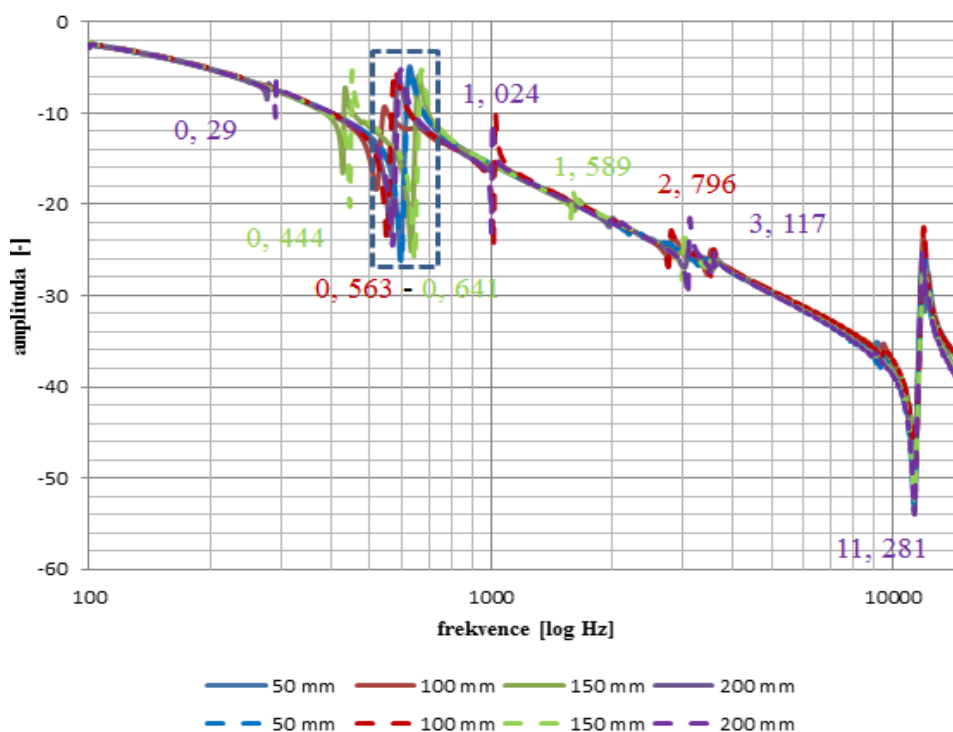
Ukázalo se během experimentů, že při působení přitlačné síly v uložení dochází k změnám ve frekvenční charakteristice samotného piezo aktuátoru. Tento způsob měření je výhodný v tom, že obsahuje jen aktuátor. Odpadá tedy potřeba zesilovače a snímače. Na obr. 54 je znázorněn měřicí proces. Princip měření je shodný s měřícím schématem z kapitoly 6. 2 *Parametry piezo aktuátoru*.



Obr. 54 schéma pasivního měření vlivu uložení na frekvenční charakteristiku vibračního zařízení

9.5.1 Měření s polyethylenovými kvádry – 1a

Čárkované průběhy v grafech označují stav po zatížení silou F . Je vidět, že při stoupající tuhosti uložení vlivem zatěžující síly roste i amplituda (anti)rezonančních špičky.

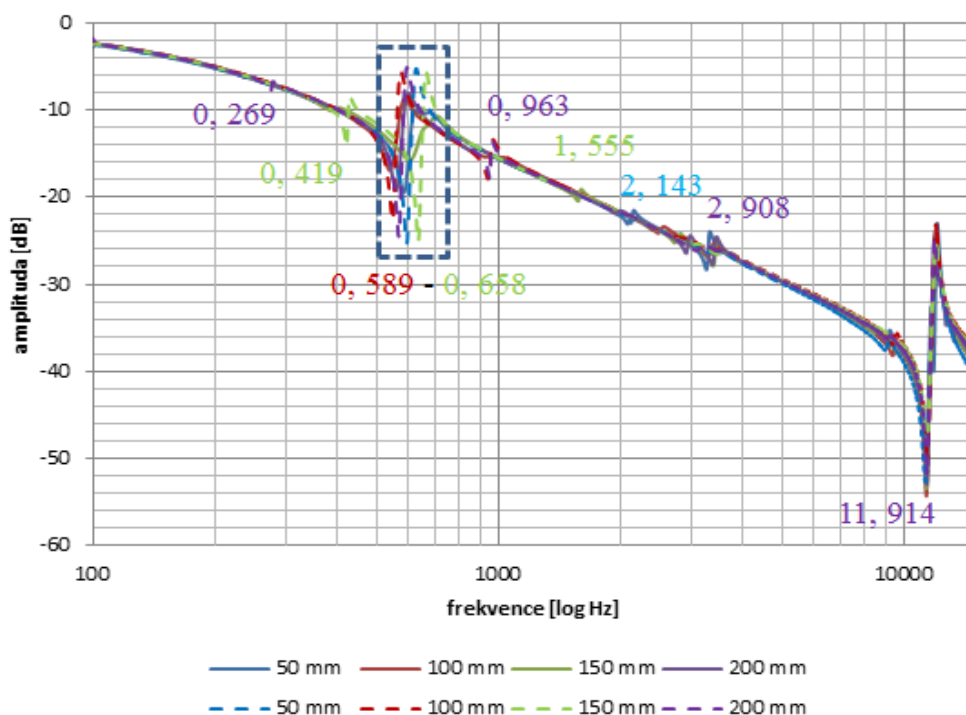


Graf. 8 frekvenční charakteristika piezo aktuátoru (polyethylen), [kHz]

Největší růst je indikován na frekvenci okolo 1 kHz. Výrazná shoda mezi hodnotami v grafu 8 a daty z modelu MKP je na frekvenci okolo 1 kHz. Vedle výrazné rezonance samotného piezo aktuátoru a to i na frekvencích okolo 11 kHz, se zde objevují ještě rezonance ostatních komponent. Jejich změny jsou však zanedbatelné proti změnám na rezonančních frekvencích samotného piezo aktuátoru.

9.5.2 Měření s dentální modelovací hmotou – 1b

Průběh je podobný jako v případě experimentu 1a, ale amplitudy jsou výrazně menší. Lze tento jev vysvětlit tím, že tlumící vlastnosti dentální hmoty jsou větší než v případě polyethylenu. Všechny označené rezonance se mírně posunuly k menším hodnotám. Nejvýraznější rezonance na frekvencích 0, 589 - 0, 658 kHz a 11, 914 kHz patří piezo aktuátoru. Ostatní rezonance přísluší jednotlivým délkám nosníku č. 1.



Graf. 9 frekvenční charakteristika piezo aktuátoru (dentální modelovací hmota) , [kHz]

9.6 Aktivní měření - experiment s akcelerometrem a zesilovači

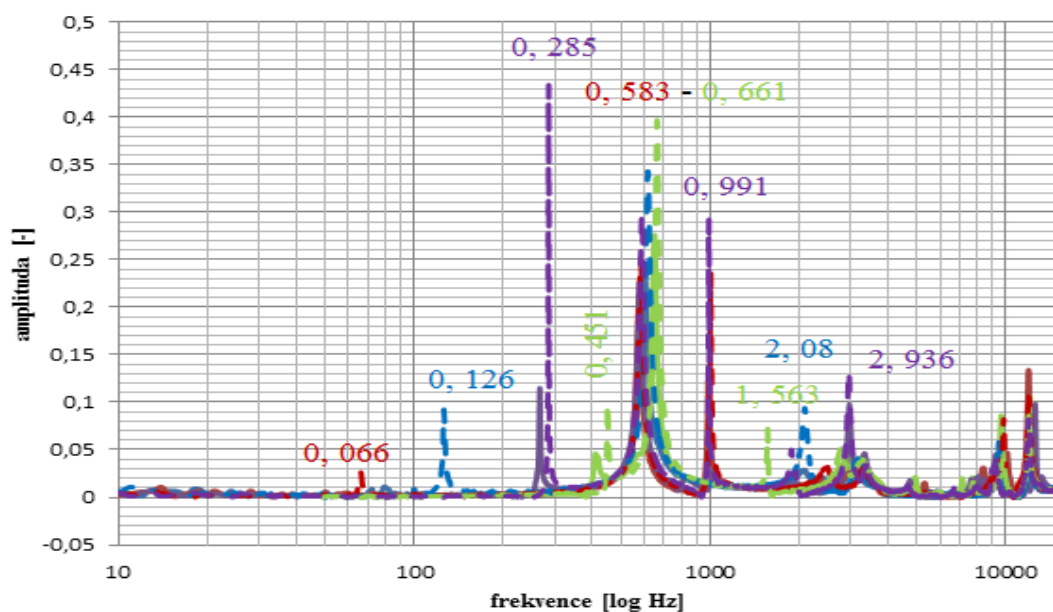
Předchozí měření bylo zjednodušeno na pouhý piezo aktuátor. Je však vidět, že ostatní rezonance jsou silně zatlumeny. Na obr. 55 je reálné měřicí schéma se všemi komponentami včetně zesilovače pro piezo. Piezo je napájeno sériově napětím $U = 120 \text{ V}_{pp}$. Při měření byly použity podmínky stejné jako v předchozích měřeních. Vzhledem k dolní frekvenční hranici zesilovače pro piezo aktuátor ($f_d = 70 \text{ Hz}$) jsou případné rezonance pod touto hranicí silně zatlumené.



Obr. 55 měřicí schéma se zesilovači a akcelerometrem

9.6.1 Experiment s polyethylenovými kvádry - 2a

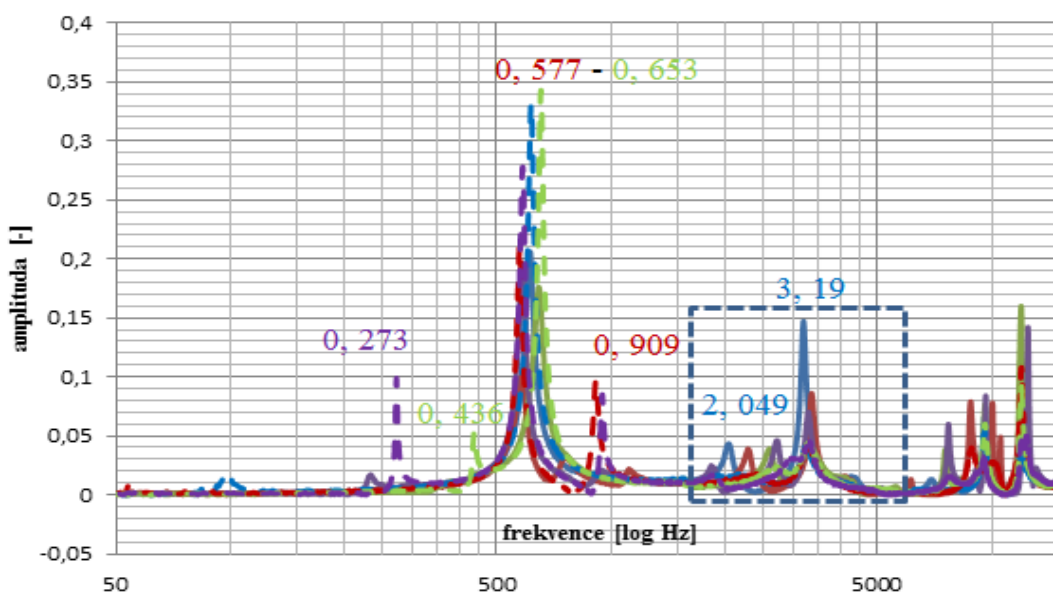
V případě měření s nemodifikovanou vibrační hlavou je možné očekávat, že frekvenční charakteristika bude podobná s charakteristikami z kapitoly 9.3. Opět zde dominuje vlastní frekvence pieza (graf 10). Změna síly se projevila zvětšením amplitudy rezonančních špiček a nepatrnými změnami frekvencí. Je vidět, že s předpětím klesá útlum a objevují se rezonance, které byly v počátečním stavu silně zatlumené. Silový rozdíl činní 100 N a buzení je prováděno v rovině dle obr. 48.



Graf. 10 frekvenční charakteristika soustavy uložené v polyethylenových destičkách, [kHz]

9.6.2 Experiment s dentální modelovací hmotou - 2b

Pro případ dentálního materiálu dochází ke změně v její útlumových vlastnostech s rostoucím předpětím od síly F . Na grafu 11 je modře označena oblast, kde s rostoucím předpětím klesá amplituda rezonancí.

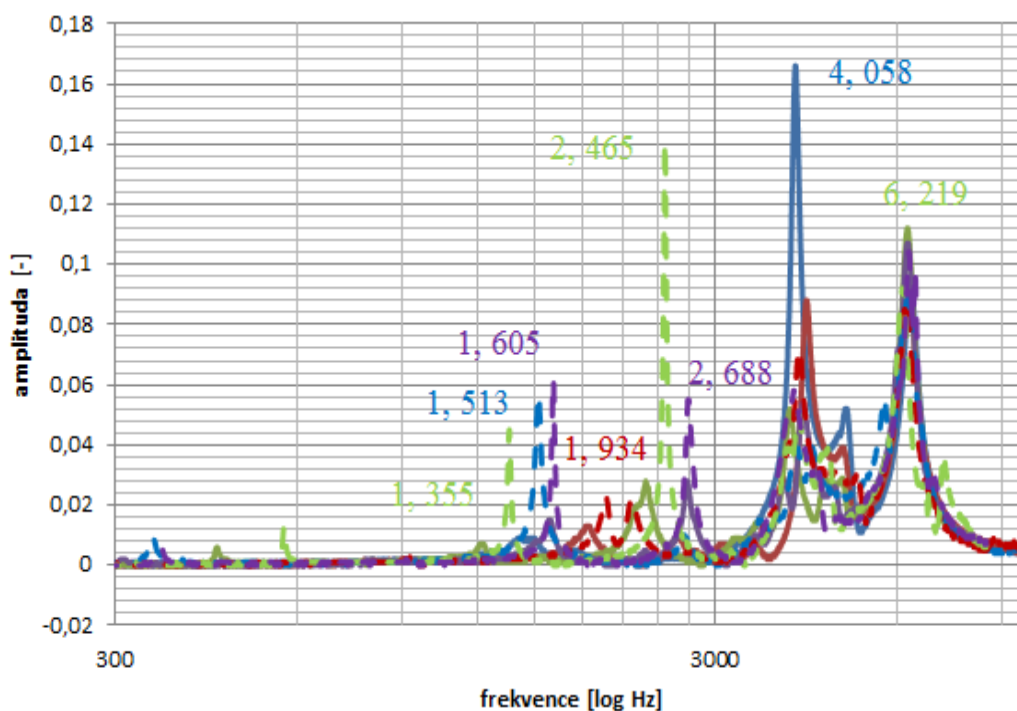


Graf. 11 frekvenční charakteristika soustavy uložené v dentální hmotě, [kHz]

V grafech již není zobrazena legenda o délkách nosníku č. 1 a o stavu zatížení. Ve všech měřeních se bude vždy jednat o stejnou legendu a v případě změny bude legenda zobrazena a popsána.

9.6.3 Experiment s polyethylenovými kvádry - 2a`

Frekvenční charakteristika soustavy s modifikovanou vibrační hlavou obsahuje celou řadu rezonancí, které jsou ovlivňovány změnami v uložení. Na grafu 12 jsou patrné výrazné špičky na frekvencích **4, 058 kHz** a **6, 219 kHz**. Vzhledem k neměnnosti vůči změně délky nosníku č. 1 lze usuzovat, že se jedná o rezonance způsobené nosíkem č. 2 a aktuátorem. V pásmu od **1, 3 – 2, 7 kHz** se vyskytují rezonance různých délek nosníku č. 1. Lze vypořádat v případě polyethylenových destiček růst amplitud s rostoucím předpětím v uložení od síly F .

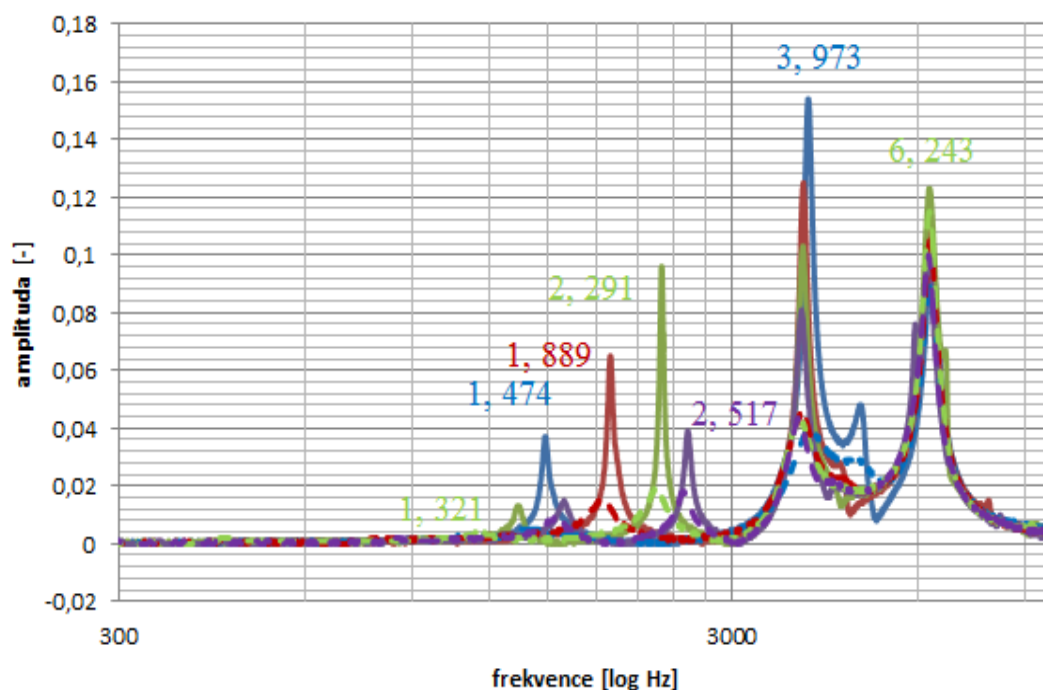


Graf. 12 frekvenční charakteristika soustavy s modifikovanou vibrační hlavou (polyethylenové uložení), [kHz]

9.6.4 Experiment s dentální modelovací hmotou - 2b`

Na grafu 13 je znázorněna frekvenční charakteristika soustavy složené z modifikované vibrační hlavy s uložení z dentální modelovací hmoty. V pásmu **1, 3 – 2, 7 kHz** jsou

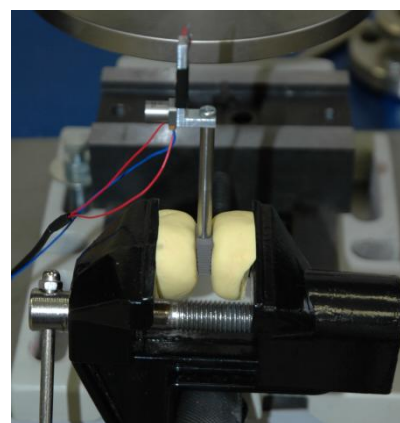
rezonance od nosníků č. 1. Amplitudy rezonancí s růstem předpětí v uložení klesají stejně jako v měření 2b.



Graf. 13 frekvenční charakteristika soustavy s modifikovanou vibrační hlavou (uložení z dentální modelovací hmoty), [kHz]

9.7 Měření ve vertikální poloze

Dosavadní měření byla prováděna v horizontální poloze. Nicméně z hlediska různých chirurgických technik přístupu k páteři (PLIF, TLIF) je výhodnější provádět měření vertikálně. Na obr. 56 je měřicí soustava ve vertikální poloze. Opět měření probíhalo za stejných podmínek jako v předešlých případech. Rozdíl je v generování síly. V tomto případě nebylo možno využít zařízení Tiratest. Síla byla tedy odhadnuta a manuálně vyvozena na svěráku. Pro srovnání nebyla měřena síla, ale počet otáček svěráku. Na zařízení Tiratest byly změřeny vedle průběhu síly také posuvy.



Obr. 56 schéma vertikálního měření

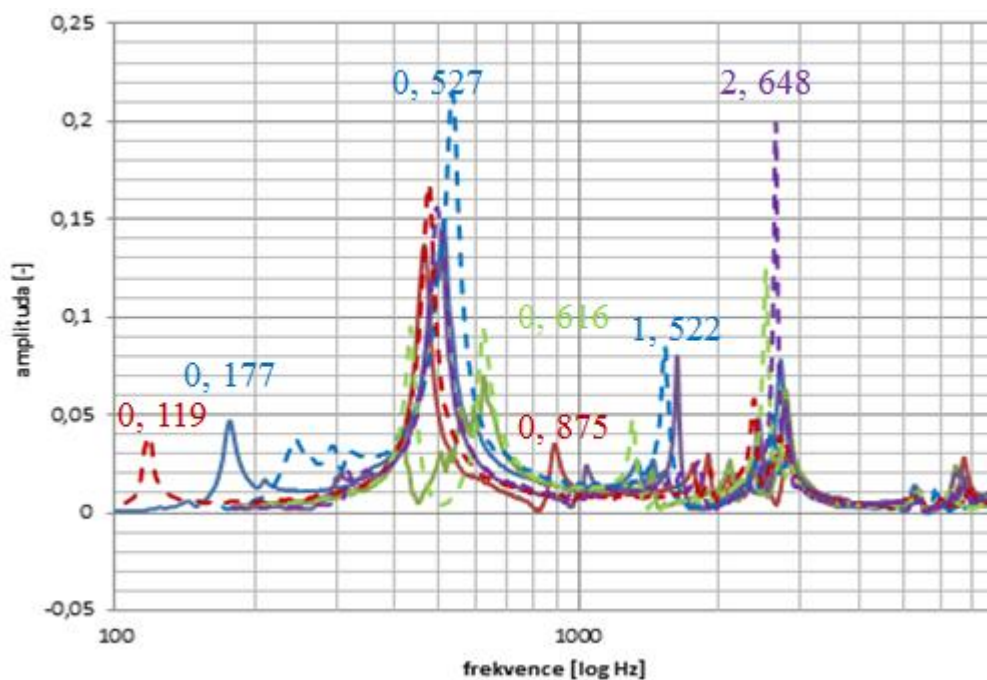
Stoupání na svěráku bylo změřeno v poměru **1 ot. /1,8 mm posuv**. Jednoduchým přepočtem na otáčky svěráku byla stanovena tab. 9.

Tab. 9 přepočet otáček na svěráku podle pro vyvození dané síly

materiál	polyethylenové destičky		dentální modelovací hmota	
síla [N]	F = 100	F = 400	F = 100	F = 400
posuv na Tiratestu [mm]	u = 0,70	u = 1,01	u = 2,61	u = 6,25
posuv na svěráku [ot]	u = 0,4	u = 0,56	u = 1,45	u = 3,5

9.7.1 Experiment s polyethylenovými kvádry - 3a

Frekvenční charakteristika soustavy ve vertikální poloze je znázorněna v grafu 14. V pásmu do 1kHz dominuje rezonance aktuátoru. První rezonance na frekvenci **f = 119 Hz** přísluší nosníku č. 1 délky **l = 100 mm**. Rezonance na frekvenci **f = 177 Hz** přísluší také nosníku č. 1, ale o délce **l = 50 mm**.

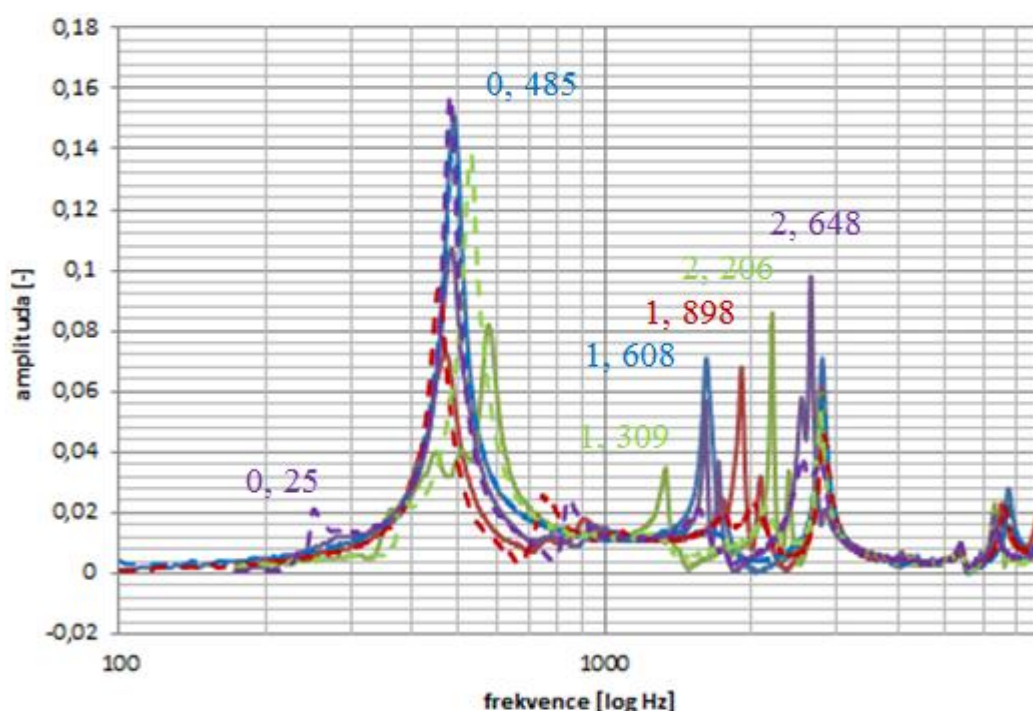


Graf. 14 frekvenční charakteristika ve vertikální poloze (polyethylen), [kHz]

Výrazné rezonance v pásmu **0,6 - 3 kHz** lze také přiřadit k jednotlivým délkám nosníku č. 1.

9.7.2 Experiment s dentální modelovací hmotou - 3b

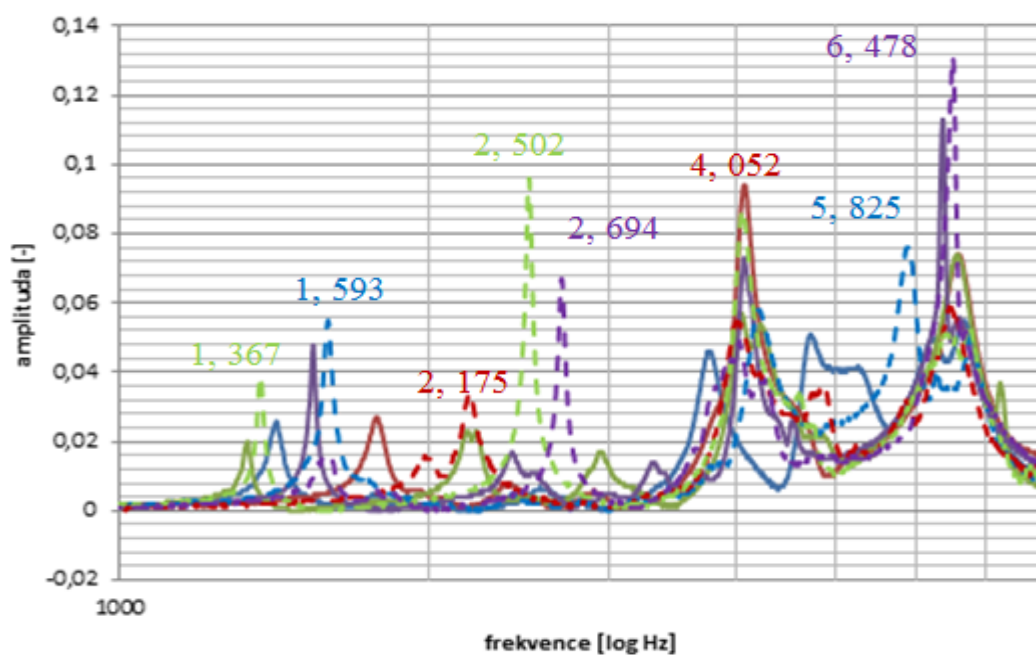
Ve frekvenčním pásmu **100 – 400 Hz** charakteristiky zobrazené v grafu 15 je většina rezonančních amplitud díky tlumení dentální hmoty zatlumena. V rozsahu **1 - 3 kHz** dochází při zvyšování předpětí v uložení opět k poklesu amplitud. Číselně označené rezonance jsou hodnoty naměřené bez předpětí v uložení, protože v případě předpětí je většina rezonancí naprosto zatlumena nebo jsou špatně rozpoznatelné.



Graf. 15 frekvenční charakteristika ve vertikální poloze (dentální modelovací hmota), [kHz]

9.7.3 Experiment s polyethylenovými kvádry - 3a`

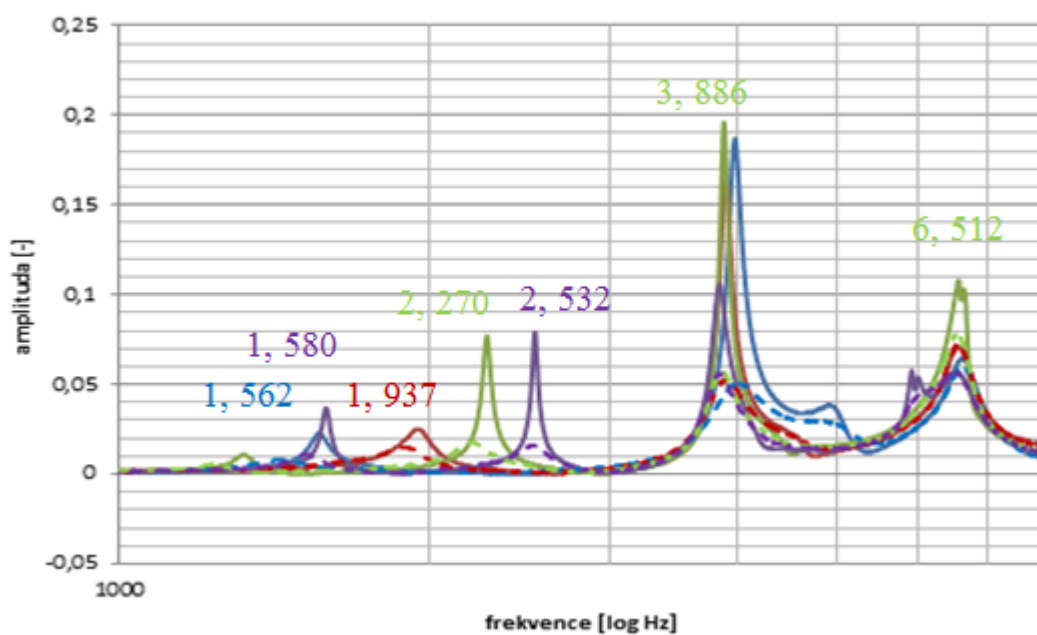
Na grafu 16 je znázorněna frekvenční charakteristika soustavy s modifikovanou vibrační hlavou. Frekvenční pásmo **1 kHz – 3 kHz** obsahuje vlastní frekvence nosníku č. 1 o různých délkách. V grafu jsou číslovány jen hodnoty při působení předpětí v uložení z polyethylenových destiček. Charakteristika obsahuje na frekvencích 4,052 kHz a 6,478 kHz rezonance, které se nemění s délkou nosníku. Jedná se o rezonance příslušející vlastní frekvenci nosníku č.2 a piezo aktuátoru.



Graf. 16 frekvenční charakteristika ve vertikální poloze (polyetylen), [kHz]

9.7.4 Experiment s dentální modelovací hmotou - 3b`

V případě charakteristiky soustavy s modifikovanou vibrační hlavou a s uložením z dentální modelovací hmoty jsou v grafu 17 označeny hodnoty před zatížením v uložení.

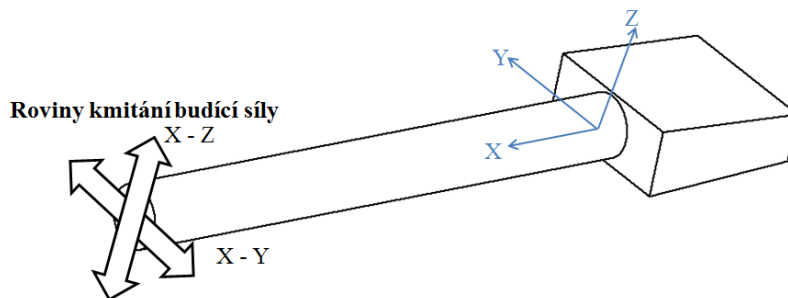


Graf. 17 frekvenční charakteristika ve vertikální poloze (dentální modelovací hmota), [kHz]

Vlivem útlumových vlastností dentální modelovací hmoty je většina rezonančních amplitud po zatížení zatlumena tak, že je nelze rozpoznat. Ve frekvenčním pásmu **1 kHz - 3 kHz** se opět vyskytují rezonance jednotlivých dělek nosníku č. 1.

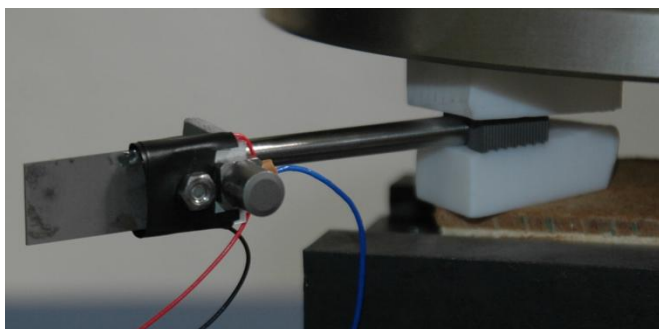
9.8 Vliv roviny měření na frekvenční spektrum v horizontální poloze

Všechna předchozí měření byla provedena pro případ buzení v rovině $X - Z$. Ve skutečnosti, v reálných podmínkách nemusí být vždy vibrační hlava umístěna tak, aby kmitala právě ve zmiňované rovině. Z hlediska symetrie nosníku č. 1 lze předpokládat, že rezonanční špičky by měly ležet v podobných frekvenčních oblastech v obou rovinách. Nelze mluvit o přesné shodě, protože tuhosti a útlum v uložení budou jiné.



Obr. 57 roviny působení harmonického buzení

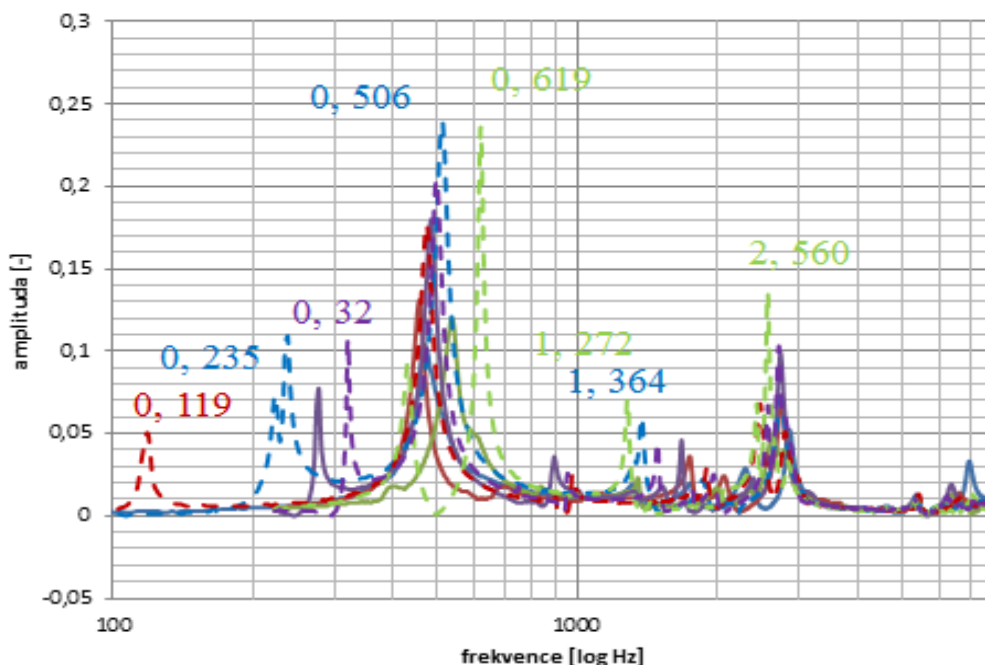
Pro zohlednění vlivu roviny měření, respektive buzení byl proveden experiment. Opět byly použity obě vibrační hlavy a různé typy materiálu uložení. Nastavení síly a FFT analýzy zůstává stejné. Na obr. 58 je příklad měření s polyethylenovým uložení. Měření je prováděno kolmo na předchozí měřicí rovinu.



Obr. 58 schéma měření frekvenční charakteristiky v jiné rovině

9.8.1 Experiment s polyethylenovými kvádry - 4a

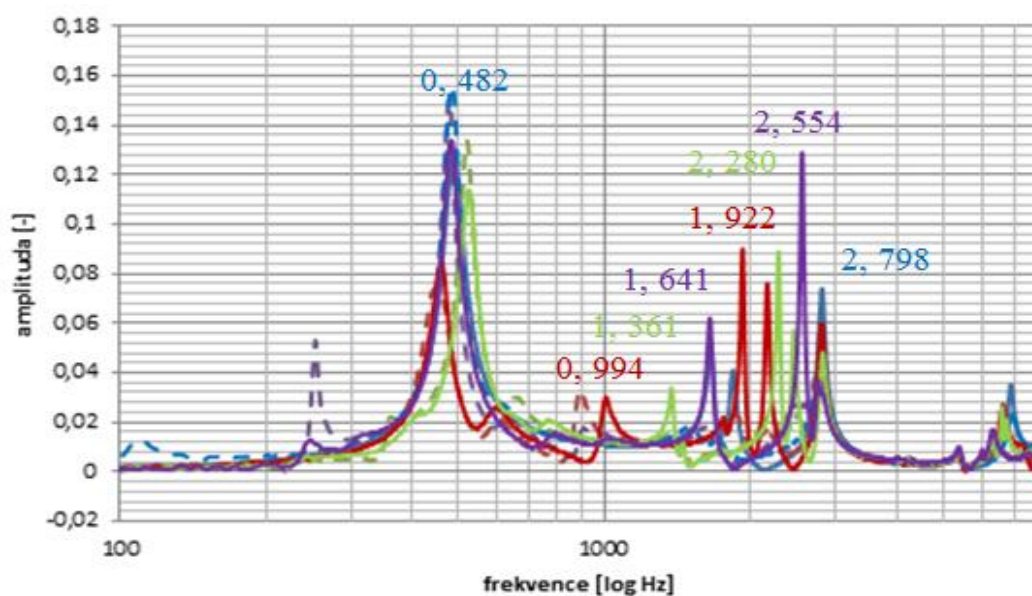
Na grafu 18 je zobrazena frekvenční charakteristika systému s první verzí vibrační hlavy. Opět lze vypočítat již známý průběh z předchozích měření. Vedle rezonancí pieza na frekvencích **490 – 600 Hz** je vidět výrazná rezonance na frekvenci 619 Hz. Je pravděpodobné, že tato frekvence je rezonanční frekvencí nosníku č. 1. Z modelu MKP vychází, že rezonanční frekvence nosníku č. 1 o délce 150 mm je 616 Hz. Vzhledem k tomu, že je velmi blízko rezonance aktuátoru, nemusí být vždy při experimentech dobře detekovatelná.



Graf. 18 frekvenční charakteristika v rovině X – Y (polyethylen), [kHz]

9.8.2 Experiment s dentální modelovací hmotou - 4b

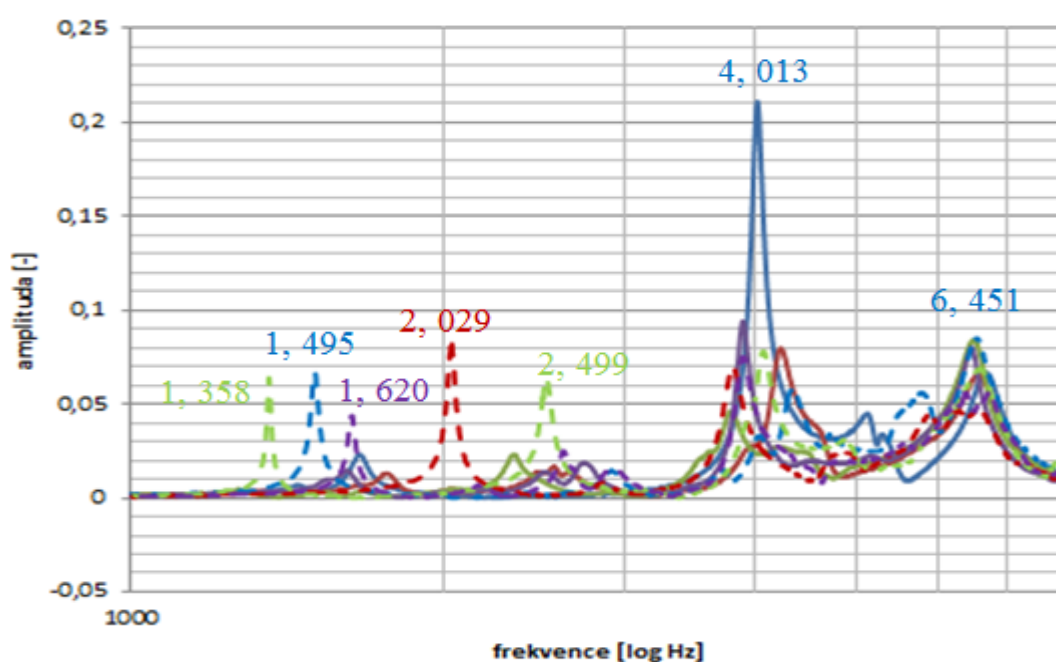
Při změně měřicí roviny v případě uložení z dentální modelovací hmoty nedochází k výrazným změnám ve frekvenční charakteristice (graf 19). V grafu jsou zaneseny hodnoty rezonančních frekvencí pro případ bez předpětí v uložení. V pásmu **1 – 3 kHz** se nalézají rezonanční frekvence nosníku č. 1 a jeho různých délek.



Graf. 19 frekvenční charakteristika v rovině X – Y (dentální modelovací hmota), [kHz]

9.8.3 Experiment s polyethylenovými kvádry - 4a`

V případě modifikované vibrační hlavy má frekvenční charakteristika soustavy průběh dle grafu 20. Při zvyšování předpětí v polyethylenovém uložení dochází ke snížení tlumení.

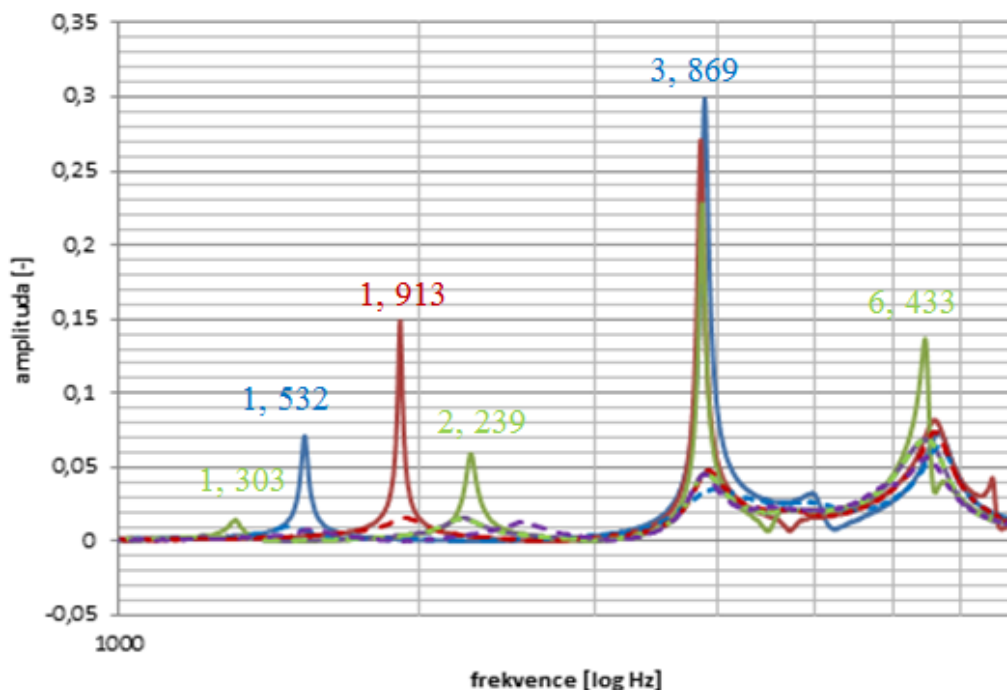


Graf. 20 frekvenční charakteristika v rovině X – Y (polyetylen), [kHz]

Amplitudy rezonancí nosníku č. 1 v pásmu **1 kHz – 3 kHz** rostou s velikostí předpětí. Zároveň dochází k posuvu rezonanční frekvence. Na frekvenci 4, 013 kHz a 6, 451 kHz se vyskytují rezonance nosníku č. 2 a aktuátoru.

9.8.4 Experiment s dentální modelovací hmotou - 4b`

Na grafu 21 je znázorněn výrazný pokles amplitud rezonancí v případě uložení z dentální modelovací hmoty. První čtyři rezonanční frekvence přísluší nosníku č. 1 o různých délkách. Rezonance na frekvenci 3, 869 kHz patří nosníku č. 2 a rezonance na frekvenci 6, 433 kHz přísluší piezo aktuátoru.



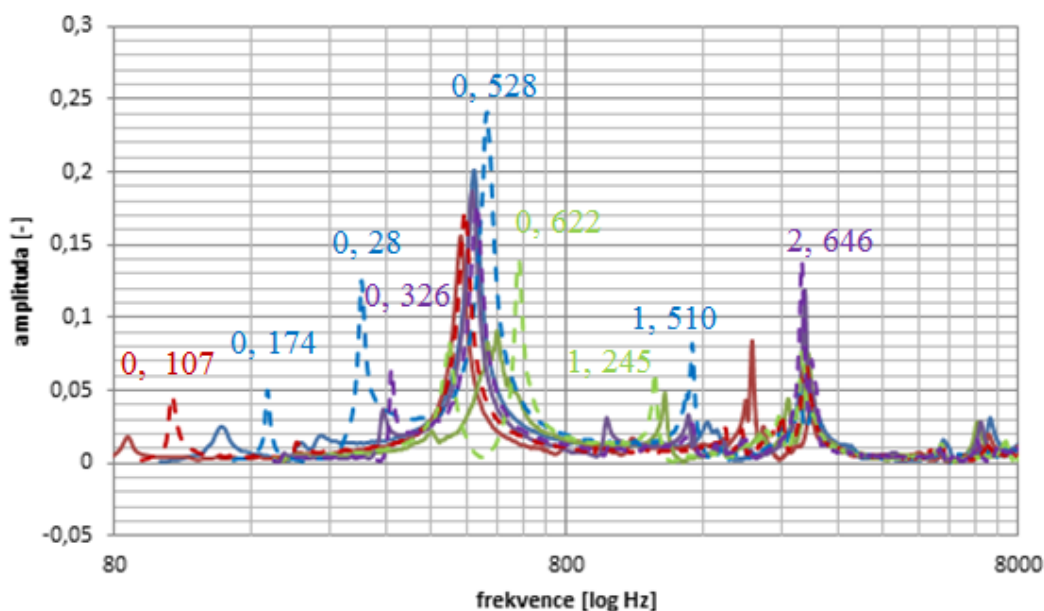
Graf. 21 frekvenční charakteristika v rovině X – Y (dentální modelovací hmota), [kHz]

9.9 Vliv roviny měření na frekvenční spektrum ve vertikální poloze

Předchozí experimenty 4a, 4b, 4a`, 4b` byly prováděny v horizontální rovině. Nicméně se předpokládá, že skutečná měření budou probíhat ve vertikální rovině, proto byla provedena řada experimentů za účelem detekovat změny ve frekvenční charakteristice. Experiment je konfigurován jako vertikální měření s excitací v rovině X - Y.

9.9.1 Experiment s polyethylenovými kvádry - 5a

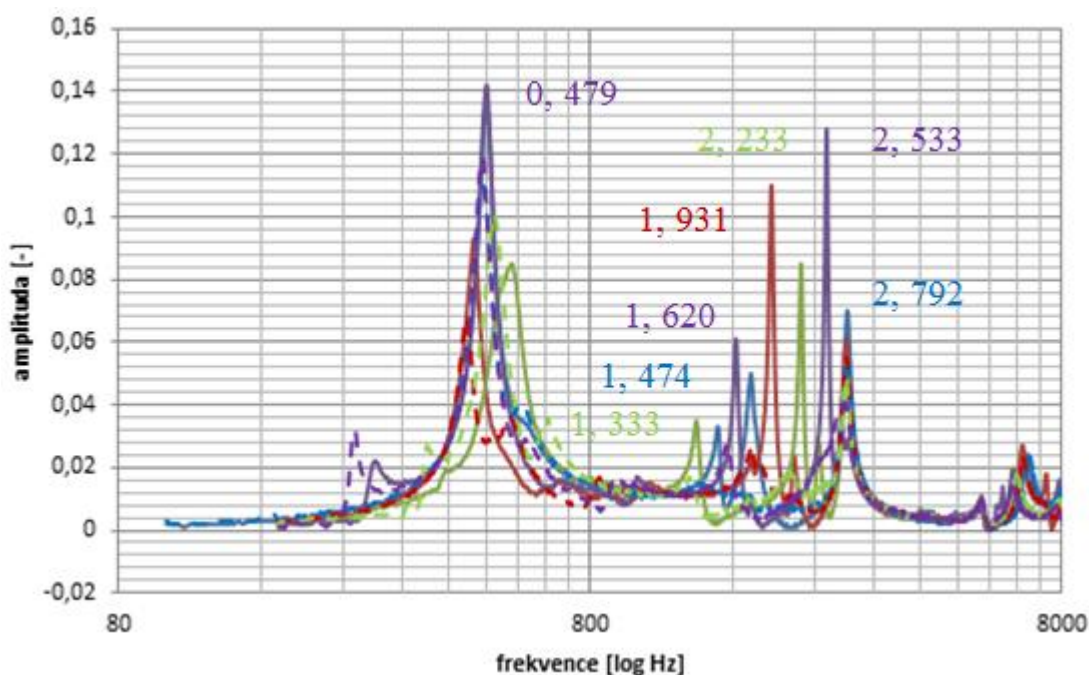
Ve frekvenční oblasti **80 – 350 Hz** se na grafu 22 vyskytují rezonanční špičky nosníku č. 1. Při změně předpětí v polyethylenovém uložení dochází k nárůstu amplitud a zároveň k nepatrnému frekvenčnímu posunutí. Na frekvenci 622 Hz se nalézá rezonanční frekvence nosníku č. 1 o délce 150 mm, která se zpravidla překrývá s rezonancí piezo aktuátoru. V pásmu **800 – 2700 Hz** se nacházejí také rezonanční frekvence nosníku č. 1. Pásmo uzavírá rezonanční špička na frekvenci 2,646 kHz, která přísluší nosníku č. 1. Vzhledem k tomu, že se v ní objevují rezonance při všech délkách nosníku č. 1, lze usoudit, že na této frekvenci je rezonance také nosníku č. 2.



Graf. 22 vertikální frekvenční charakteristika v rovině X – Y (polyethylen), [kHz]

9.9.2 Experiment s dentální modelovací hmotou - 5b

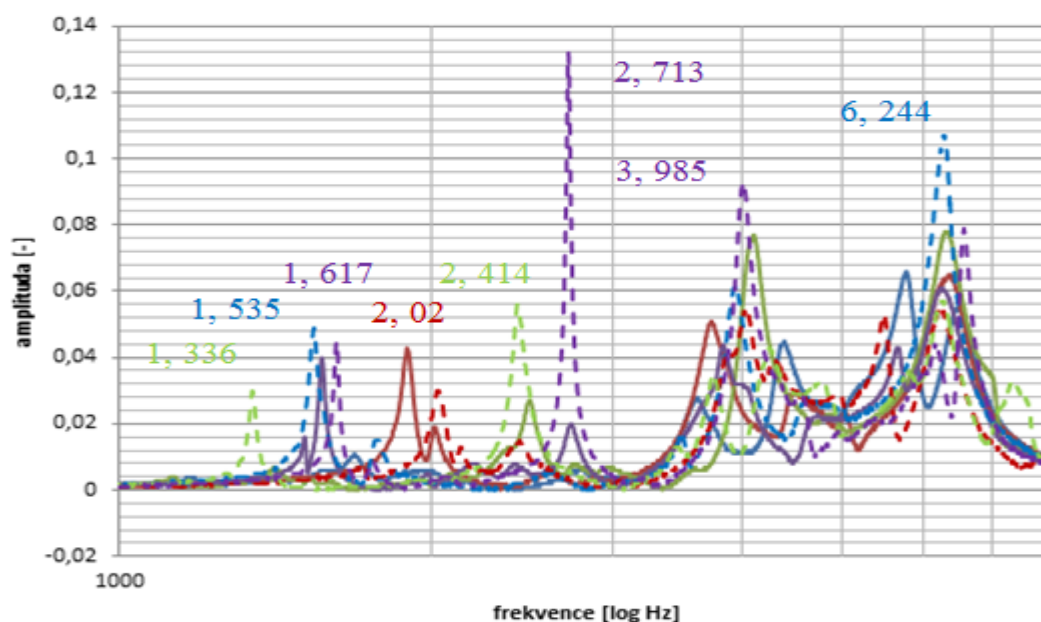
Ukazuje se, že kombinace vertikálního měření v rovině X – Y s uložení z dentální modelovací hmoty má za následek vysoký útlum při daném předpětí v uložení $F = 100$ N. Na grafu 23 je frekvenční charakteristika soustavy. V pásmu **800 – 2800 Hz** se vyskytují vlastní frekvence nosníku č. 1 různých délek. Při růstu předpětí dochází k markantnímu útlumu těchto rezonancí a stávají se těžko hodnotitelnými. Proto jsou v grafu vyneseny hodnoty rezonancí při počátečním stavu, tedy bez předpětí v uložení.



Graf. 23 vertikální frekvenční charakteristika v rovině X – Y (dentální modelovací hmota), [kHz]

9.9.3 Experiment s polyethylenovými kvádry - 5a`

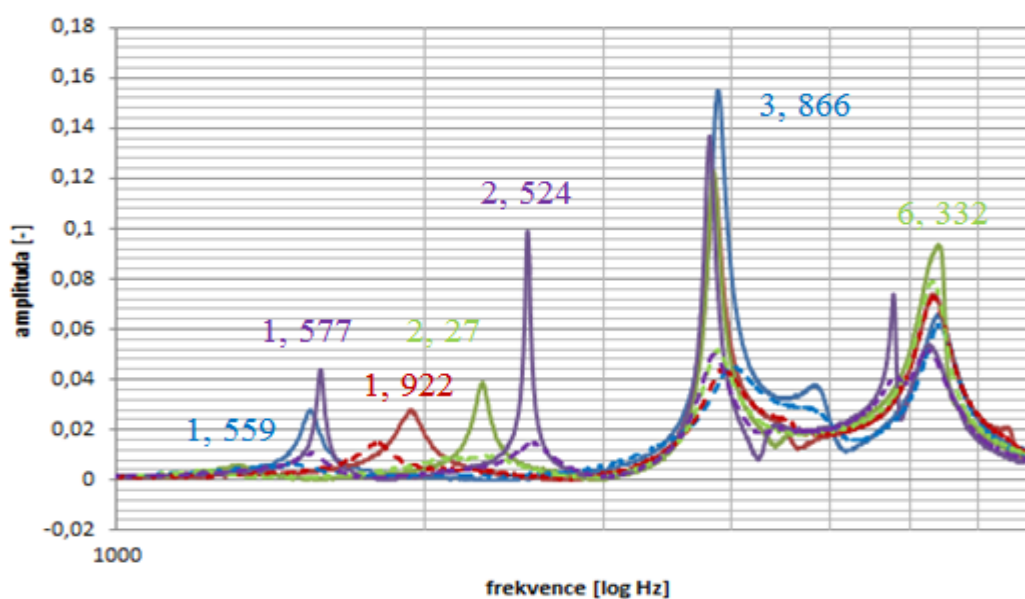
Na grafu 24 je zobrazena frekvenční charakteristika soustavy s modifikovanou vibrační hlavou. V pásmu **1 kHz – 2,7 kHz** se vyskytují rezonanční frekvence nosníku č. 1 a jeho délkových variací. V tomto pásmu je výrazná především rezonanční špička na frekvenci 2,713 kHz. Při změně předpětí v uložení se razantně zvětšila amplituda této rezonance, ale frekvenční posun je téměř zanedbatelný. Tento jev je zcela v pořádku, protože útlumové vlastnosti se projevují především právě na amplitudách rezonančních špiček. Pásmo pod 1 kHz není zobrazováno, protože zde jsou všechny rezonance silně zatlumeny. Výkon vibračního systému zde není dostatečný, aby bylo možno rezonance detekovat a vyhodnotit.



Graf. 24 vertikální frekvenční charakteristika v rovině X – Y (polyetylen), [kHz]

9.9.4 Experiment s dentální modelovací hmotou - 5b`

Frekvenční charakteristika v grafu 25 obsahuje řadu rezonančních špiček, které patří nosníku č. 1, nosníku č. 2 a piezo aktuátoru. Amplitudy rezonancí jsou značeny pro počáteční stav, protože při předpětí jsou rezonance silně zatlumeny a nelze je dobře identifikovat.

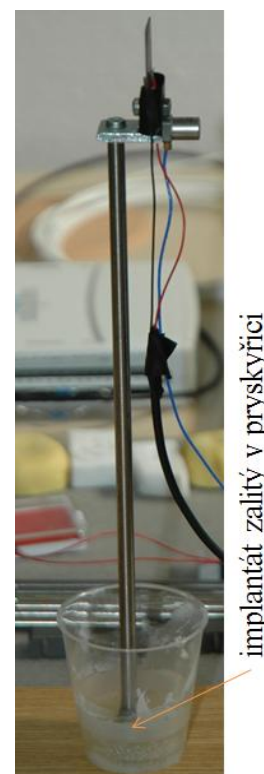


Graf. 25 vertikální frekvenční charakteristika v rovině X – Y (dentální modelovací hmota), [kHz]

9.10 Vliv časové změny tuhosti v uložení - 6c

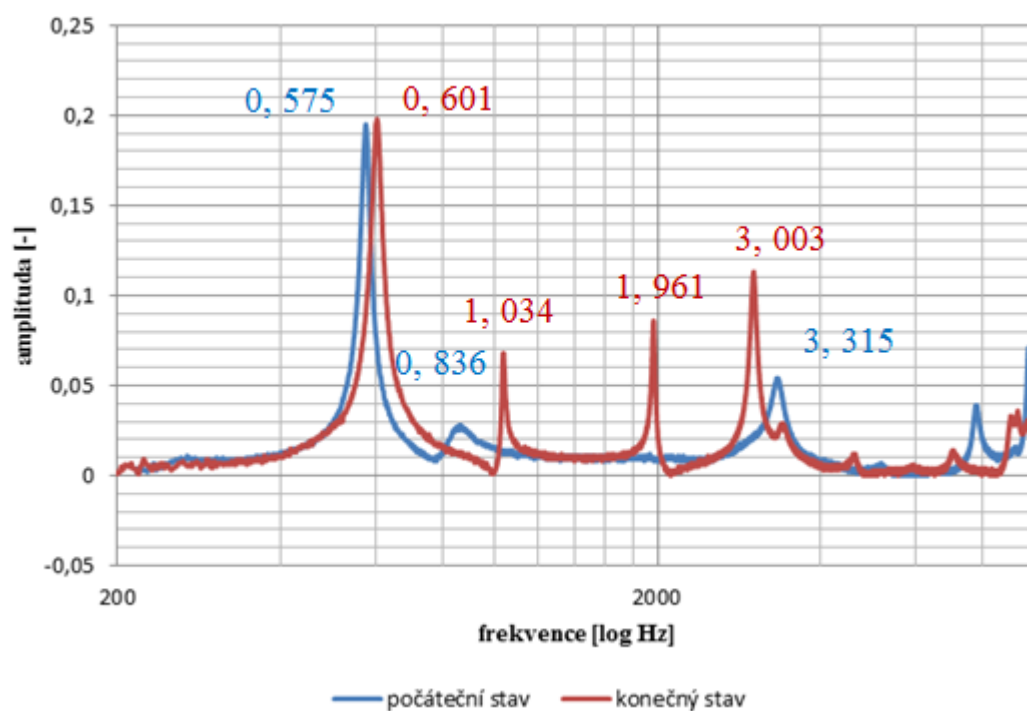
Dalším krokem přiblížení k reálné situaci měření je ověřit jaký vliv má uložení, které s časem mění svoji tuhost. Toto měření je první náznak budoucího vývoje zařízení, které bude schopno měřit i sekundární stabilitu. Záměrně bylo zahrnuto ještě do této práce, protože i zde může být toto měření užitečné. Jedná se o zcela jiný materiál, který je navíc silně adhezivní, takže k povrchu implantátu během tvrdnutí dokonale přilne a vytvoří pevnou vazbu. Na obr. 59 je základní měřicí schéma. Byla použita standartní vibrační hlava. Délka nosníku 1 je 200 mm.

Pro tento experiment byla zvolena opět dentální pryskyřice Spofacryl. Jedná se o samopolymerující, adhezivní pryskyřici, která se používá hlavně k fixaci adhezivních můstků, k lepení zámků fixních ortodontických aparátů a k upevňování vypadlých fazet z fixních náhrad [32].



Obr. 59 měření frekvenční charakteristiky pro případ uložení v dentální pryskyřici

Tato pryskyřice byla vybrána z důvodu rychlého tuhnutí a přilnavosti k implantátu. Kompletní specifikace je uvedena v příloze. Na grafu 26 je frekvenční charakteristika soustavy. Do grafu jsou zaneseny hodnoty rezonančních frekvencí pro počáteční stav a pro koncový stav. Byla použita vibrační hlava č. 1, proto je na frekvenci 0, 575 a 0, 601 kHz rezonanční frekvence piezo aktuátoru. Následuje rezonanční frekvence nosníku č. 1, která se při změně tuhosti v uložení změní z hodnoty 0, 836 kHz na 1, 034 kHz. Další rezonance je opět od nosníku č. 1. Vzhledem k zatlumení v počátečním stavu je zobrazena jen konečná rezonance. Poslední rezonanční špička patří pravděpodobně nosníku č. 2, ale může se navzájem překrývat s rezonanční hodnotou nosníku č. 1, protože další rezonance tohoto nosníku lze nalézt na frekvenci 2728 Hz.



Graf. 26 frekvenční charakteristika z experimentu s dentální pryskyřicí, [kHz]

10 INTERPRETACE NAMĚŘENÝCH DAT

Předchozí kapitola popisuje celou řadu experimentů, které více, či méně poukazují na to, že mezi změnami v uložení a frekvenční charakteristikou vibračního zařízení existuje korelace. Následujícím krokem je tedy navrhnout metody, která podá informaci o tuhosti uložení implantátu na základně frekvenční charakteristiky v přijatelné formě. Přijatelnou formou je myšleno například jasné číselné kvalifikování.

Nejběžnější změnou ve frekvenčním spektru je změna amplitudy rezonancí dle předpětí v uložení. V případě polyethylenových destiček dochází vždy ke zvětšení amplitudy a mírnému posunutí rezonance. U dentální modelovací hmoty se amplituda zmenšuje. Nejednoznačnost lze nalézt v materiálových vlastnostech materiálů. Především se jedná o útlum. V případě dentální hmoty se útlum s předpětím zvětšuje a dochází k maření energie při vibracích celého systému.

Poslední experiment je zaměřen na kadáver páteřního segmentu C3 - C4. Již zde nebude prováděna celá řada experimentů jako v předchozích případech. Měření je soustředěno na nejdelší nosník 1 o délce 200mm. Z hlediska materiálu lze očekávat, že při zatížení segmentu dojde ke zvětšení amplitudy v rezonancích, takže materiál na bázi dentální pryskyřice již nebude brán v úvahu.

10.1 Globální hodnocení dat

Pro popsání stavu systému z globálního hlediska byl do programu zaveden podprogram, který počítá výkony na příslušných frekvenčních složkách výkonové funkce. Lze tedy mluvit o celkovém průměrném výkonu systému ve tvaru:

$$P_{S(f)} = \sum_{n=1}^N S_{n\Delta f} \quad (9.1)$$

10.2 Lokální hodnocení dat

10.2.1 Výkon sub spektra

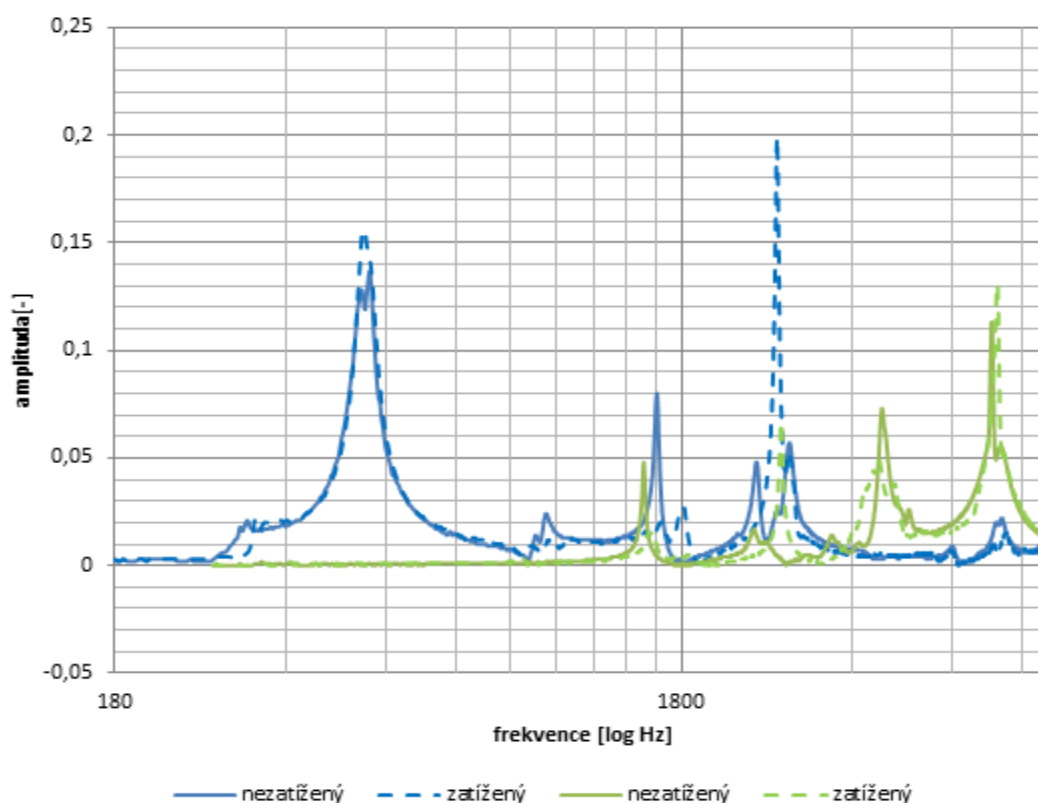
Vedle hodnocení založeného na hledání veličin globálního charakteru, je možno hodnotit libovolný frekvenční úsek. Pro tento účel je do hlavního programu zaveden podprogram, který na základě zadaného frekvenčního pásma extrahuje výkonovou funkci. Pro hodnocení je možno užít vztahu 9. 1:

$$P_{\bar{S}(f)} = \sum_{n=1}^{\bar{N}} S_{n\Delta f} \quad (9.2)$$

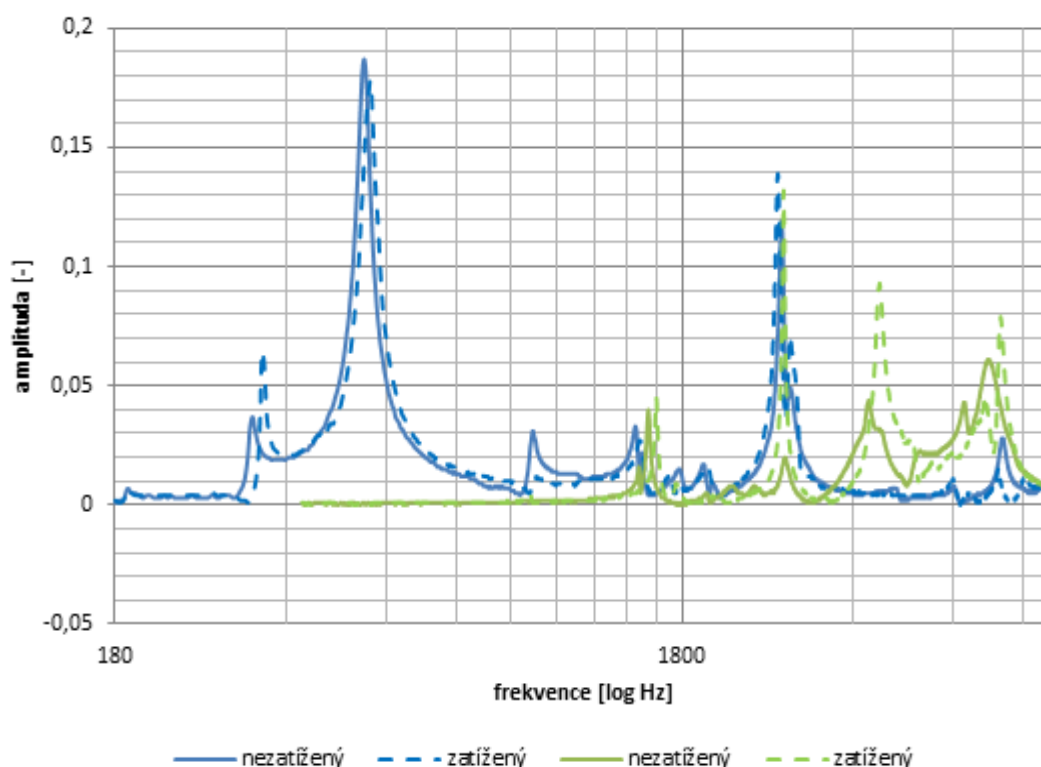
Hodnoty s pruhem jsou generované obecně za jiných podmínek ve spektrální analýze (frekvenční rozlišení Δf , počet vzorků \bar{N}).

10.2.2 Porovnání amplitud vybraných rezonancí

V naprosté většině experimentů je výrazná závislost mezi předpětím v uložení a amplitudou rezonance. Nabízí se tedy možnost zaměřit se na vybrané rezonanční špičky a sledovat posuny amplitudy. Na grafech 27, 28 jsou vybrané závislosti pro nosník 1 o délce 200 mm. Pro analýzu jsou vhodné výrazné rezonanční špičky, jejíž amplituda bude porovnána v počátečním a výsledném stavu. Do analýzy nebude zařazena rezonance pieza z důvodu malé citlivosti na změnu v uložení.



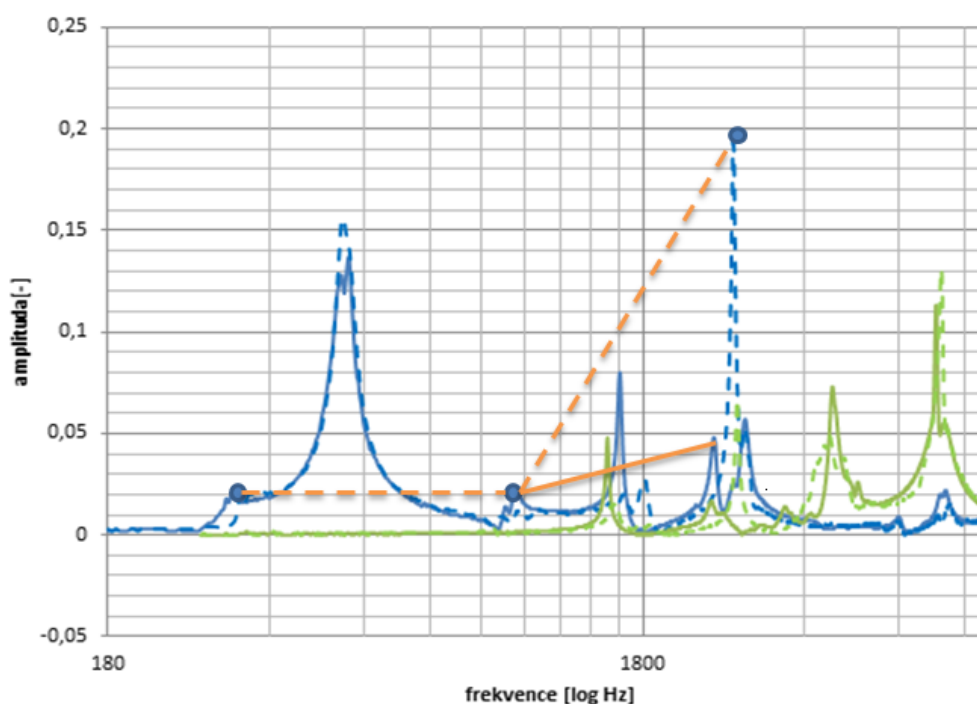
Graf. 27 Průběh rezonančních křivek (zeleně – modifikovaná vibrační hlava)



Graf. 28 Průběh rezonančních křivek v rovině X - Y

10.2.3 Integrál z vybrané plochy tvořené body rezonancí

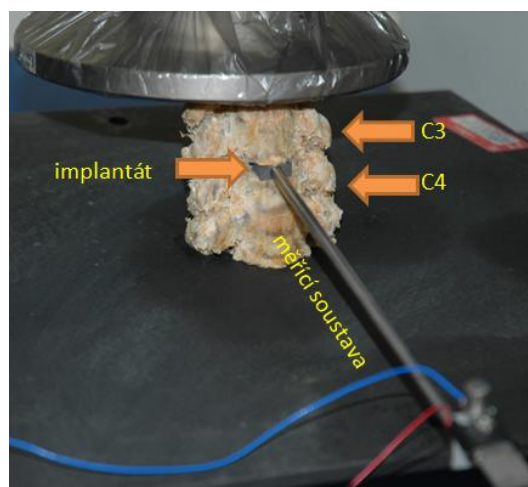
Pro vázaný popis mezi dvěma a více rezonančními vrcholy byl vytvořen podprogram, který vyhledává podle zadaných kritérií rezonanční vrcholy a prokládá je lomenou nebo spline křivkou. Integrace této křivky podle frekvence dává obsah pod křivkou, který se mění s výškou rezonančních vrcholů. Velikost plochy také ovlivňuje posuv rezonance na frekvenční ose, nicméně se ukazuje, že posuv rezonančních frekvencí na frekvenční ose je zanedbatelný proti změnám v amplitudách. Na grafu 29 je uveden příklad vytvoření křivky lineární interpolací z nalezených rezonančních vrcholů. V příkladu byly vybrány tři rezonanční body a z nich byla vytvořena křivka. Čárkovaná oranžová křivka označuje stav po zatížení a plná křivka před zatížením. Již z prvního pohledu je patrné, že obsah plochy pod touto křivkou bude v obou případech rozdílný.



Graf. 29 příklad proložení rezonančních vrcholů křivkou

10.3 Měření na kadáveru páteřního segmentu

Finální měření je prováděno na kadáveru páteřního segmentu C3 – C4 (obr. 60). Segment pochází ze zdravého jedince. Vlivem stáří dárce (68 let) je patrné zmenšení meziobratlové ploténky. V první řadě byl do segmentu udělán otvor, respektive byla vydlabána ploténka. Do otvoru byl natlačen krční implantát. Fáze zavedení implantátu do meziobratlového prostoru neprobíhala pod lékařským dohledem a rentgenovou kontrolou. Měření za účelem ověřit vztah mezi kvalitou zavedení implantátu a frekvenční charakteristikou soustavy bylo provedeno pro dva extrémní uložení implantátu (pevně uložený implantát a volně vložený implantát). V poslední fázi měření byl kadáver zatížen v zařízení Tiratest silou $F = 100$ N. Během zatěžování byly kontrolovány časové

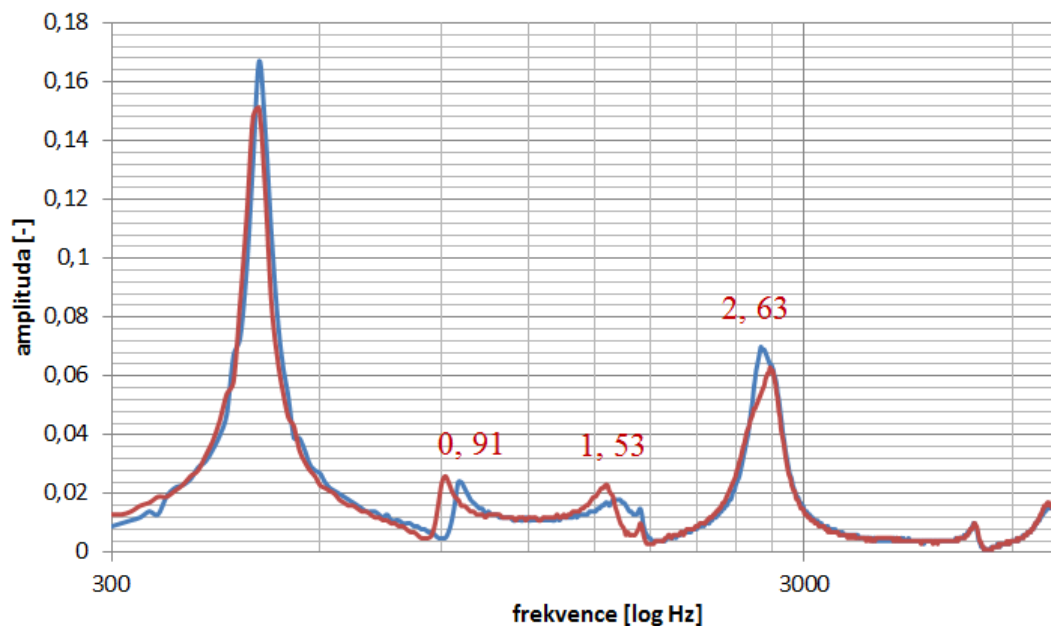


Obr. 60 experiment s kadáverem segmentu C3 – C4

průběhy amplitud rezonancí, výkony a změna obsahu plochy pod interpolační křivkou.

10.3.1 Měření s vibrační hlavou č. 1 - 7d

Na grafu 30 je znázorněna frekvenční charakteristika soustavy pro případ velmi pevně uloženého implantátu (modře) a volně vloženého implantátu (červeně) v meziobratlovém prostoru.



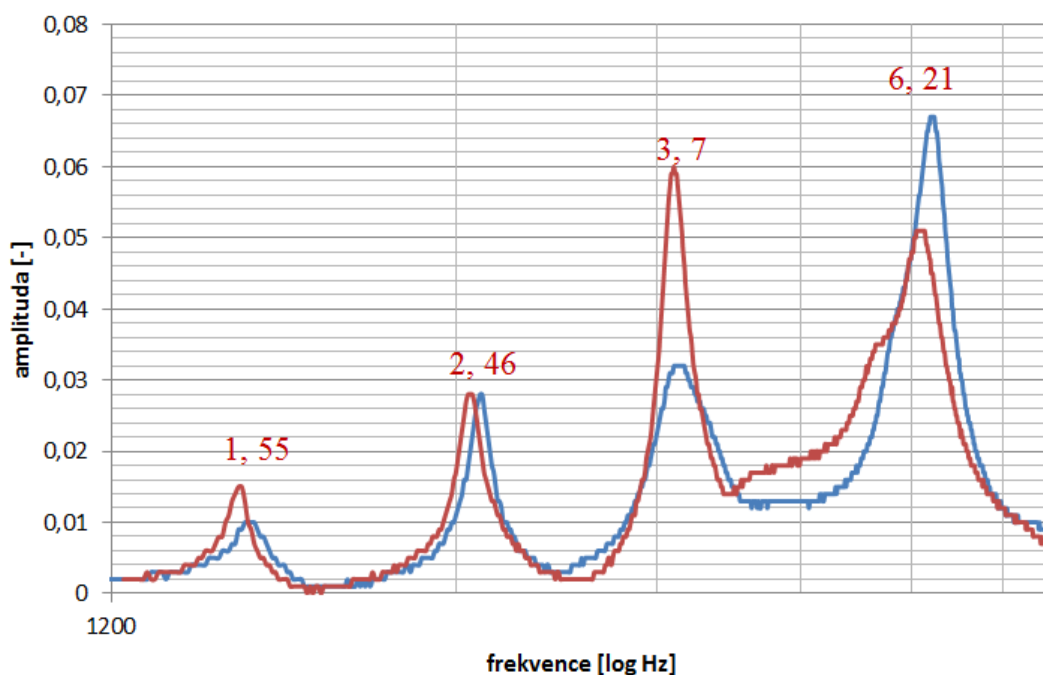
Graf. 30 frekvenční charakteristika soustavy s vibrační hlavou č. 1, [kHz]

Charakteristiky v grafu 30 vykazují nepatrný rozdíl mezi oběma stavy implantátu. Vzhledem k tomu, že označení stavu implantátu (pevně nebo volně vložený implantát) bylo stanoveno na základě subjektivního pocitu, nelze vyloučit chybný odhad extrémních stavů.

Při zatěžování silou F (0 až 100 N) byly zaznamenávány časové vývoje amplitud rezonancí, rezonančních frekvencí, subspektrálních výkonů a velikost plochy pod interpolační křivkou. Grafy jsou uvedeny v příloze.

10.3.2 Měření s modifikovanou vibrační hlavou č. 1 - 7d`

Při měření frekvenční charakteristiky s modifikovanou vibrační hlavou se ukázalo, že průběh charakteristiky je podobný předchozím experimentům s modifikovanou vibrační hlavou. Pro zaznamenávání průběhů byly zvoleny všechny čtyři rezonanční amplitudy na grafu 31. Červeně je označen průběh charakteristiky soustavy s volně uloženým implantátem.



Graf. 31 frekvenční charakteristika soustavy s modifikovanou vibrační hlavou, [kHz]

Časové průběhy jsou uvedeny v příloze. Průběhy na grafu 31 ukazují opačný vývoj než bylo předpokládáno. Při měření nebyl implantát dostatečně uvolněný (extrémní stav implantátu), proto jsou průběhy velmi podobné. Pokud by byl implantát skutečně uvolněný, lze předpokládat, že rozdíly v charakteristikách by byly výrazné a všechny rezonanční špičky by vykazovaly vývoj v jednom směru.

11 ZÁVĚR

11.1 Porovnání vlastností a návrh zlepšení vibrační hlavy

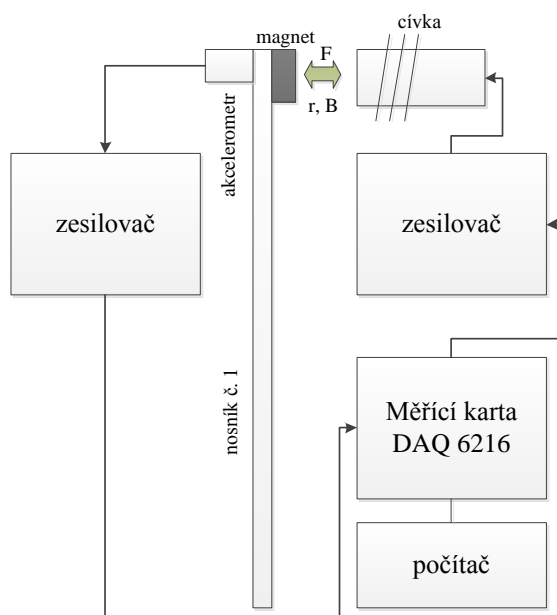
Během experimentů byly používány dvě vibrační hlavy. Ukázalo, že první verze vibrační hlavy je schopna detekovat rezonanční frekvence již od hodnoty 120 Hz. Zrychlení mimo rezonanční oblast se pohybuje okolo hodnoty $a = 0,5 \text{ ms}^{-2 \text{ (rms)}}$ a v rezonančních oblastech dosahuje zrychlení až $a = 10 \text{ ms}^{-2 \text{ (rms)}}$. Výraznou nevýhodou této vibrační hlavy je rezonanční frekvence piezo aktuátoru v měřené oblasti. Modifikovaná vibrační hlava je schopna detekovat rezonance od 1 kHz, amplitudy zrychlení jsou poloviční než u předchozí vibrační hlavy. Důvodem je redukce kmitavého pohybu aktuátoru přilepením k základně. Na druhou stranu takto řešené buzení aktuátorem vykazuje značný posuv rezonančních frekvencí aktuátoru do oblastí okolo 6 kHz.

Výrazným zlepšením vibračního ústrojí lze dosáhnout výměnou ústředního prvku systému - piezo aktuátoru. Existuje celá řada piezo aktuačních jednotek ve formě ohýbacího nosníku. Výrazně se liší rezonanční frekvencí. Vhodným řešením je aktuátor s dostatečně vysokou rezonanční frekvencí. Pokud je rezonanční frekvence nízká, pak při překročení rezonanční frekvence dochází k silnému poklesu přenosu energie (výchylka klesá s kvadrátem frekvence).

Ideální širokopásmá aktuační jednotka by měla být frekvenční stabilní. U běžného piezo aktuátoru toho lze dosáhnout úpravou buzení aktuátoru zpětnou vazbou, která bude sledovat výchylku aktuátoru na dané frekvenci a upravovat napájecí napětí tak, aby byla výchylka aktuátoru konstantní.

11.1.1 Bezkontaktní buzení soustavy

Mechanické kontaktní buzení vyžaduje přímý kontakt s buzeným systémem. Při použití piezo aktuátoru se nelze vyhnout poměrně vysokému napětí (až 200 V_{pp}). Provoz takového systému v operačním prostředí vyžaduje přísné nároky na bezpečnost, proto je žádoucí minimalizovat tento problém v podobě změny principu buzení. Nabízí se tedy možnost bezkontaktního buzení systému na elektromagnetickém nebo akustickém principu. Na obr. 61 je schéma mechanismu založeného na elektromagnetickém principu.



Obr. 61 schéma bezkontaktního buzení nosníku č. 1

Systém obsahuje vibrační hlavu, která je složena z akcelerometru a permanentního magnetu. Excitace probíhá za působení elektromagnetického pole generovaného válcovou cívkou. Důležitými parametrem při návrhu je síla F , která působí mezi permanentním magnetem a cívkou. Síla F je závislá na magnetické indukci B [tesla] a vzdálenosti r [mm]. Síla F s indukcí B roste a klesá s hyperbolickým kvadrátem vzdálenosti r . Přesný návrh cívky zde není uveden, ale předpokládá se, že v budoucnu bude systém plně bezkontaktní a návrh a konstrukce bude provedena.

Cívka je buzena harmonickým signálem stejného typu, který byl použit v experimentech. Zesílení signálu lze zprostředkovat zesilovačem zkonstruovaném dle v kapitole 7.

Při návrhu multifrekvenčního buzení je třeba ošetřit dvě závislosti:

1. frekvenční závislost síly: $F = F(f)$,
2. závislost síly na vzdálenosti od zdroje: $F = F(1/r^2)$.

Frekvenční závislost $F(f)$ lze ošetřit softwarově. S rostoucí frekvencí roste impedance cívky a klesá generovaná síla F , respektive proud procházející cívkou. Při konstantní vzdálenosti $r = \text{konst.}$ mezi cívkou a permanentním magnetem je třeba plynule měnit frekvenci buzení a zajistit průběh síly vibrační síly na nosníku č. 1. Výslednou křivku závislosti lze použít pro

korekci průběhu budicího napětí cívky tak, aby výsledný proud procházející cívkou byl konstantní. V případě korekce síly dle vzdálenosti r lze použít přídavnou proximity sondu, která změří vzdálenost r . Výsledná amplituda F_p budicího signálu použitého ve frekvenční analýze je dána poměrem:

$$F_p = \frac{F}{r^2} \quad (11.3.1)$$

Proximity sonda vede k navýšení nákladů a složitosti systému vyhodnocení dat. Sondu lze za jistých podmínek nahradit přímo kombinací cívky a akcelerometru. Za konstantní frekvence lze měřit sílu F , respektive zrychlení na nosníku č. 1 a měnit vzdálenost r . Získanou křivku $F(r)$ lze pak použít jako křivku k určení vzdálenosti r . Podmínkou je nalézt vhodnou frekvenční oblast, kde se zrychlení nemění s počátečními podmínkami v uložení.

Předchozí myšlenky jsou založené na multifrekvenčním buzení. V případě elektromagnetické excitace lze využít možnosti buzení systému elektromagnetickým pulzem. Výhodou tohoto řešení je možnost konstrukce absolutního bezkontaktního řešení. Funkci akcelerometru může přebrat elektromagnetická cívka, která funguje ve dvou režimech:

1. budicí režim,
2. snímací režim.

Nejprve se systém vybudí a následně stejnou cívkou se zachytí odezva systému pomocí sofistikovaného řízení a elektroniky. Toto řešení je z hlediska použitelnosti na operačním sále nejvhodnější. Odpadá problém s kabely a poměrně vysokým napětím v měřicí struktuře v případě piezoaktuátoru.

11.2 Zhodnocení výsledků měření

Všechny provedené experimenty poukazují na to, že mezi průběhem frekvenční charakteristiky a uložením soustavy existuje korelace. Meredith ve své práci [5] vychází ze změny první rezonanční frekvence v závislosti na uložení soustavy implantátu. Autoři článku [34] poukazují ale na to, že je třeba hodnotit rezonanční frekvence systému komplexněji. V této práci byl proto brán ohled na všechny rezonanční frekvence a také různé možnosti uspořádání experimentu. Vzhledem k různé geometrické struktuře uložení páteřního a dentálního implantátu nelze vycházet jen ze změny rezonanční frekvence. Ukázalo se, že rezonanční frekvence se při změně předpětí mění, ale proti změnám v amplitudách rezonancí, či lokálních výkonech spektra je tato změna zanedbatelná. Nicméně napsaný software

umožňuje vedle řízení buzení a odezvy sledovat a vyhodnocovat změny ve vybraných rezonančních pásmech. Experimenty 1a, 1b ukazují na možnost detekce stability implantátu jednoduchou cestou. Není třeba přídavná elektronika, která komplikuje mobilitu systému a jeho cenu. Ve finálním prototypu bude v případě měření piezo aktuátorem tento test prováděn nezávisle na aktivním měření s akcelerometrem a zesilovači. Pokud statistické experimenty prokáží, že lze využít jen samotného pasivního způsobu detekce stability, bude tento princip postaven do čela systému a další vývoj bude postaven na tomto principu.

Další experimenty (2a až 6d) zohledňují různé konfigurace měřicího procesu. Na operačním sále jsou jiné podmínky než v laboratoři, je tedy třeba posoudit faktory, které ovlivňují měření. Ukazuje se, že vybrané vlivy (rovina měření, poloha soustavy a vlastnosti uložení) mají značný vliv na výsledek měření. V experimentech byl zvolen dvojí typ uložení. Jedná se o dentální modelovací hmotu určenou a polyethylenové destičky. Oba materiály se projevují ve výsledku měření dosti zásadně. Při zvyšování napětí v uložení dentální modelovací hmota tlumí výsledné amplitudy rezonancí. Polyethylenové uložení naopak zvyšuje amplitudy. Poloha soustavy (horizontální nebo vertikální) nemá výrazný vliv na frekvenční charakteristiku. Při ověřování vlivu roviny budící síly se ukázalo, že frekvenční charakteristika je ovlivněna tuhostí a uložení ve stejné rovině jako je budící síla.

Finální experiment byl proveden na kadáveru segmentu C3 - C4. Měření bylo provedeno s oběma typy vibračních hlav s jednou délkou nosníku č. 1. Frekvenční průběhy soustavy jsou podobné průběhům z předchozích měření. Byly porovnávány dva stavy uložení implantátu. První stav simuloval správně zavedený implantát a druhý stav špatně zavedený implantát. Výsledné průběhy však naznačují, že implantát v druhém případě nebyl uvolněný, protože průběhy jsou téměř totožné.

11.3 Budoucí vývoj

V této práci byl připraven experimentální model, který slouží k ověření metody rezonanční frekvenční analýzy ve smyslu detekce primární stability implantátu. Dalším logickým krokem je tedy konstrukce prototypu, který bude použitelný na operačním sále a budou s ním provedeny zásadní statistické analýzy. Finální prototyp bude obsahovat vylepšenou verzi vibrační hlavy. S tím souvisí kompletní návrh jednoúčelové elektroniky, která bude obsahovat zesilovač pro piezoaktuátor a akcelerometr.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] WATSON, K. D. – PAPAGEORGIOU, C. A. – JONES, G. T. – TAYLOR, S. – SYMMONS, D. P. M. – SILMAN, A. J. – MACFARLANE, G. J. *Low back pain in schoolchildren: occurrence and characteristics*. The Journal of the International Association for the Study of Pain, 2002, vol. 97, s. 87–92
- [2] MIXTER, W. J. – BAAR, J. S. *Rupture of the intervertebral disc with involvement of spinal canal*. New Engl. J. Med., 1934, vol. 211, s. 210-212
- [3] MIXTER, W. J. *Rupture of the intervertebral disc: an etiologic factor for so-called “sciatic” pain*. Annals of surgery. 1937, vol. 106, s.4
- [4] CHROBOK J. *Náhrady bederních meziobratlových plotének endoprotézou Prodisc – L degenerativních diskopatií*. Disertační práce, 2006
- [5] MEREDITH, N. – ALLEYNE, D. – CAWLEY, P. *Quantitative determination of the stability of the implant – tissue interface using resonance frequency analysis*. Clinical Oral Implants Research, 1996, vol. 7, s. 261-267
- [6] ČIHÁK, Radomír *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5
- [7] DYLEVSKÝ, Ivan *Anatomie a fyziologie člověka*. Praha EPAVA, 1998, ISBN 80-901667-0-9
- [8] SOUČEK, Tomáš *Biomechanika obratle krční páteře v rovnovážné poloze*. Diplomová práce, Technická univerzita v Liberci, školitel: Ing. Josef Novák Ph.D.
- [9] *Neúrazová onemocnění páteře*. Krajská nemocnice Liberec, www.nemlib.cz/web/index.php?menu=1_33_12_57_38
- [10] *Data Acquisition and Signal Conditioning Course Manual*. National Instruments, 2010, part number 320733N-01
- [11] *Data Acquisition and Signal Conditioning Exercises*. National Instruments, 2010, part number 324980B-01
- [12] *LabviewTM Intermediate I: Successful Development Practices Course Manual*. National Instruments, 2008, part number 323756D-01

- [13] UHLÍŘ, J. – SOVKA, P. *Číslíkové zpracování signálu*. ČVUT Praha, 1995, ISBN 80-01-01303-0
- [14] VLACH, J. – HAVLÍČEK, J. – VLACH, M. *Začínáme s Labview*. BEN-technická literatura, Praha 2008, ISBN 978-80-7300-245-9
- [15] TŮMA, J. *Zpracování signálů získaných z mechanických systémů užitím FFT*. Sdělovací technika s.r.o, Praha 1997, ISBN 80-901936-1-7
- [16] RAICHEL, R. D. *The SCIENCE and APPLICATIONS of ACOUSTICS second edition*. Springer Science USA, 2006, ISBN-13: 978-0387-26062-4
- [17] *Piezo generator / sensor kit manual KGS – 006*. Piezo Systems, Inc., USA, 2010
- [18] BREPTA, R. – PŮST, L. – TUREK, F. *Mechanické kmitání*. Sobotáles, Praha 1994, ISBN 80-901684-8-5
- [19] KALTOFEN, K. *Degenerativní onemocnění páteře a možnosti léčby*. Neurologie pro praxi, 9(3), 2008, 140-144
- [20] ULLMANN, V. *Jaderné a radiační metody – obecné vlastnosti*.
<http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
- [21] ZUNA, I. – POUŠEK, L. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. 2000, ISBN 80-01-02152-1
- [22] COYNE, K. *MRI A Guided Tour*. National high magnetic field laboratory
- [23] WIELING, R. *Carbon Fibre reinforced PEEK medical Implants*. European Cells and materials, 2008, vol. 16., s. 16, ISSN 1473-2262
- [24] FILIP, M. – LINZER, P. – ŠÁMAL, F. – JUREK, P. – STRNAD, Z. – STRNAD, J. *Bioactive titan cage Implants in treatment of degenerative disease of the cervical spine – the results from 2007 till 2008*. Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska, 2010, vol. 75, s. 69 – 73
- [25] FILIP, M. – LINZER, P. – ŠÁMAL, F. – KREML, J. – MRŮZEK, M. – PALEČEK, T. – STRNAD, J. *Biotitanová náhrada Implants v operační léčbě syndromu bolesti dolní části zad*. Bolest, 2010, vol. 13, s. 25 – 30
- [26] TORTOLANI, J. P. – MCAFEE, C. P. – SAIEDY, S. *Failures of Lumbar Disc Replacement*. Seminars in spine surgery, Elsevier Inc., 2006, vol. 18, s. 78 – 76

- [27] *ProDiscs Total Lumbar Disc Replacement*. Synthes Spine USA,
<http://us.synthesprodisc.com/EN/US/EN-US/SurgeonInformation/ProDiscLumbar>
- [28] FILIP, M. – LINZER, P. – ČAPEK, L. – NĚMEČEK, P. – HAJEK, P. *Rezonanční frekvenční analýza při zjišťování stability náhrady meziobratlové ploténky v bederní páteři – experiment*. Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie, 2009, 72/105
- [29] WAYNE STORR *Electronics – Tutorials*
http://www.electronics-tutorials.ws/amplifier/amp_7.html, 2011
- [30] *NI USB DAQ 621x User Manual*. National Instruments 2009
- [31] *Návod STOMAFLEX^RPUTTY* SpofaDental a.s, 2011
- [32] *Návod SPOFACRYL^R* SpofaDental a.s, 2011
- [33] HARRIS, M. C. – PIERSOL, G. A. *Harri's Shock and Vibration Handbook Fifth Edition*. The McGraw-Hill Companies, 2002, ISBN 0-07-137081-1
- [34] ČAPEK, L. – ŠIMŮNEK, A. – SLEZÁK, R. – DZAN, L. *Influence of the orientation of the Osstell transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: A numerical approach*. Medical Engineering and Physics, 2009, vol. 31., Issue 7., pages 764 - 769

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: Význam použitého anatomického názvosloví

Obr. A. 1	A1
Znázornění rovin těla	

Příloha B: Parametry piezo aktuátorů od firmy Piezo Systems, Inc.

Příloha C: Časový vývoj rezonancí s vibrační hlavou č. 1

Graf. C. 1	C1
Graf. C. 2	C2
Graf. C. 3	C3
Graf. C. 4	C4

Příloha D: Časový vývoj rezonancí s modifikovanou vibrační hlavou

Graf. D. 1	D1
Graf. D. 2	D2
Graf. D. 3	D3
Graf. D. 4	D4

Příloha E: Zapojení proudové ochrany

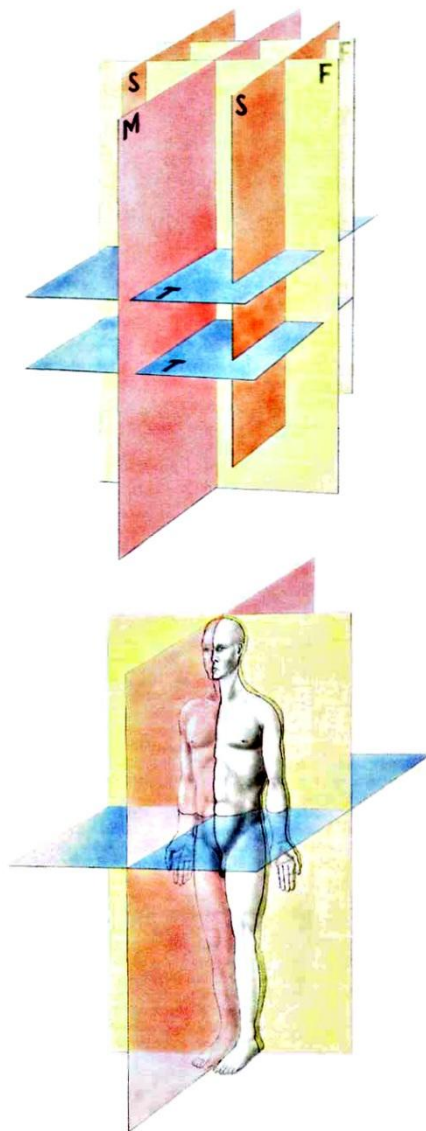
Příloha F: Návod k dentální pryskyřici SpofaCryl

Příloha E: Výkresová dokumentace vibrační soustavy

DP - 02 - 02 Vibrační zařízení

Význam použitého anatomického názvosloví

Základní anatomická poloha těla při určování směrů je vzpřímený stoj s horními končetinami visícími volně podél těla a dlaněmi obrácenými dopředu (v této pozici se obě předloketní kosti dostanou do polohy vedle sebe rovnoběžně). Palec ruky je tedy prst vnější, malík vnitřní [6].



Označení rovin těla [6] (obr. A. 01):

- 1. Rovina mediánní [M]** je rovina svislá; jde zepředu dozadu a dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny.
- 2. Roviny sagitální [S]** jsou všechny další předozadní roviny rovnoběžné s rovinou mediánní.
- 3. Roviny frontální [F]** jsou svislé, rovnoběžné s čelem, tedy kolmé na rovinu mediánní a na roviny sagitální.
- 4. Roviny transverzální [T]**, na stojícím těle horizontální, probíhají tělem napříč a jsou kolmé na roviny sagitální, jakož i na roviny frontální.

Obr. A. 01 Znárodnění rovin
těla [6]

Parametry piezo aktuátorů od firmy Piezo Systems, Inc.

TABLE-2 PIEZOELECTRIC AND MATERIAL PROPERTIES FOR PSI-5A-S4-ENH PIEZOCERAMIC

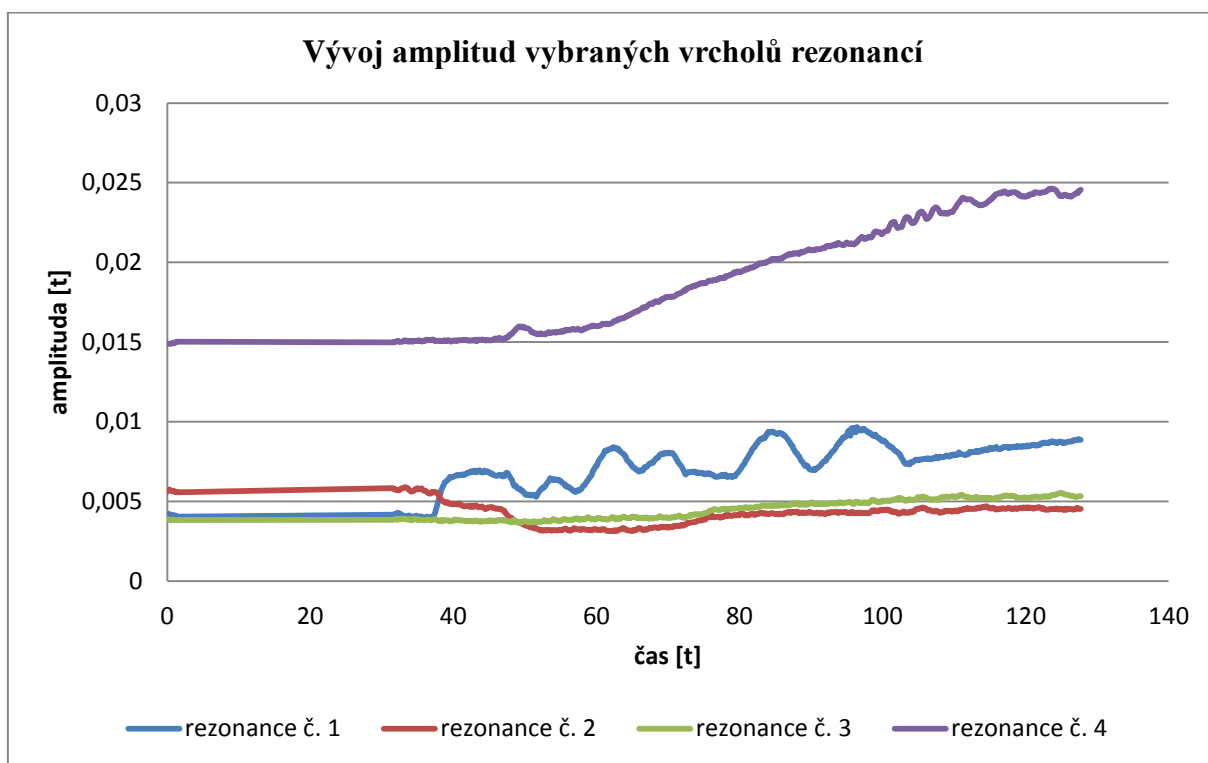
PIEZOELECTRIC			
Composition		Lead Zirconate Titanate, Navy Type-II	
Material Designation		PSI-5A-S4-ENH	
Relative Dielectric Constant (@1KHz)	K^T_3 K^T_1	1800 1800	
Piezoelectric Strain Coefficient	d_{33} d_{31} d_{15}	390×10^{-12} -190×10^{-12} $\sim 550 \times 10^{-12}$	Meters / Volt Meters / Volt Meters / Volt
Piezoelectric Voltage Coefficient	g_{33} g_{31} g_{15}	24.0×10^{-3} -11.6×10^{-3} $\sim 26.0 \times 10^{-3}$	Volt Meters / Newton Volt Meters / Newton Volt Meters / Newton
Coupling Coefficient	k_{33} k_{31} k_{15}	0.72 0.32 ~ 0.55	
Polarization Field	E_p	2×10^6	Volts / Meter
Coercive Field (DC) (@ 60 Hz)	E_c	5×10^5 6×10^5	Volts / Meter Volts / Meter
MECHANICAL			
Density	ρ	7800	Kg / Meter ³
Elastic Modulus	Y^E_{33} Y^E_{11}	5.2×10^{10} 6.6×10^{10}	Newtons / Meter ² Newtons / Meter ²
Poisson's Ratio	ν	0.31	
Compressive Strength		5.2×10^8	Newtons / Meter ²
Tensile Strength (Static) (Dynamic)		7.5×10^7 2.0×10^7	Newtons / Meter ² Newtons / Meter ²
Mechanical Q		80	
THERMAL			
Curie Temperature		350	°C
Pyroelectric Coefficient		$\sim 420 \times 10^{-6}$	Coulombs / Meter ² °C
Thermal Expansion Coefficient		$\sim 4 \times 10^{-6}$	Meters / Meter °C
Specific Heat	C_p	440	Joules / Kg °C

PIEZO SYSTEMS, INC.

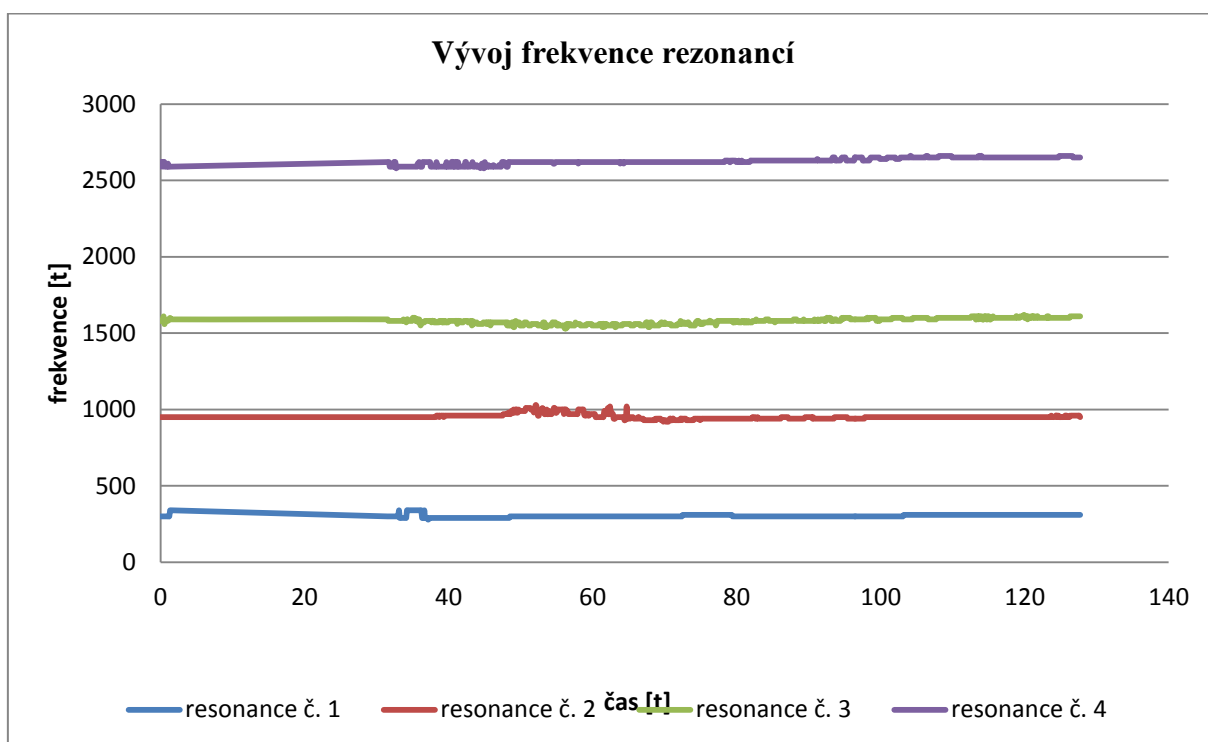
65 Tower Office Park Woburn, MA 01801

31

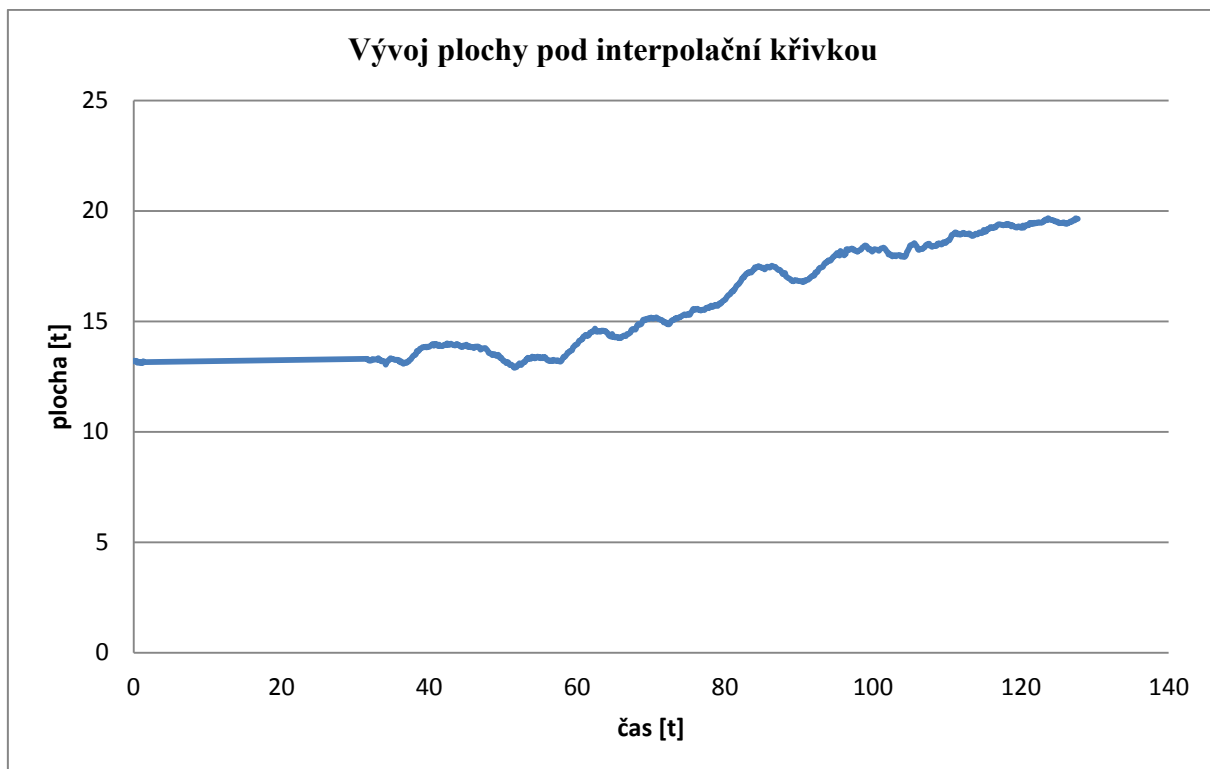
Časový vývoj rezonancí



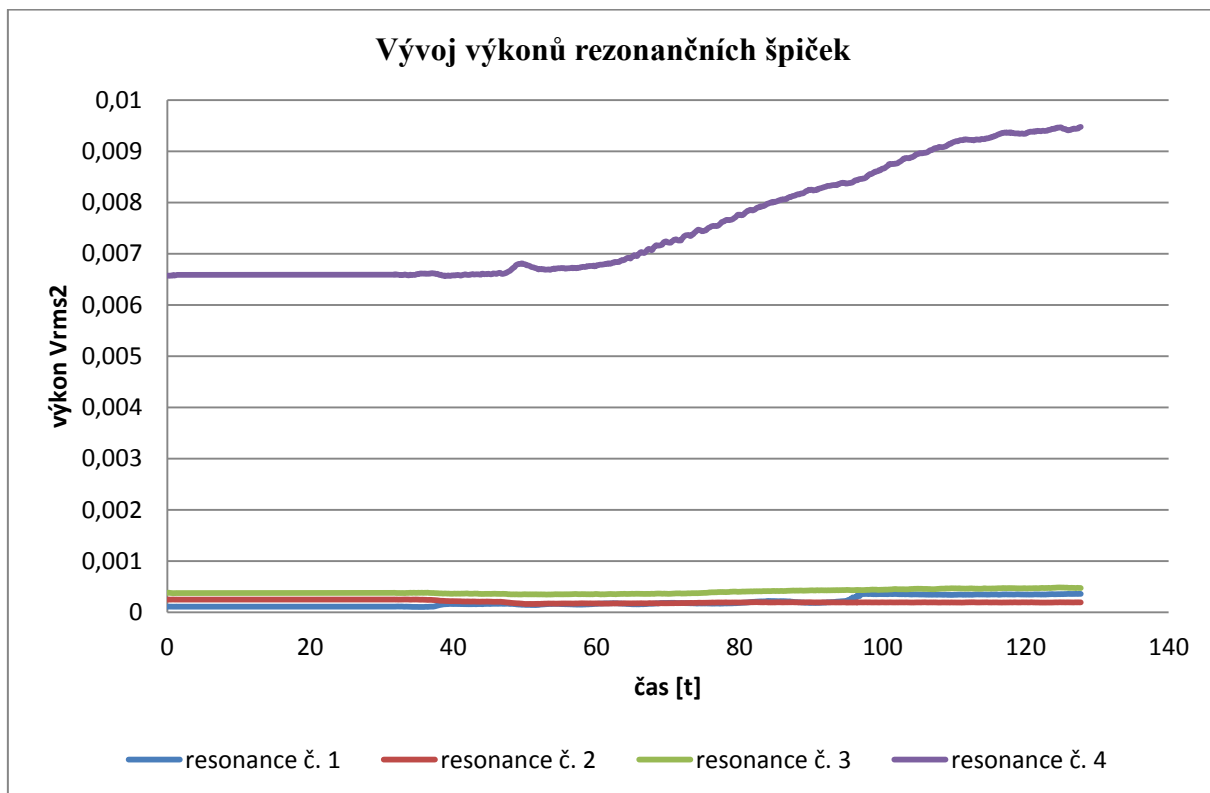
Graf. C. 1 soustava s vibrační hlavou č. 1



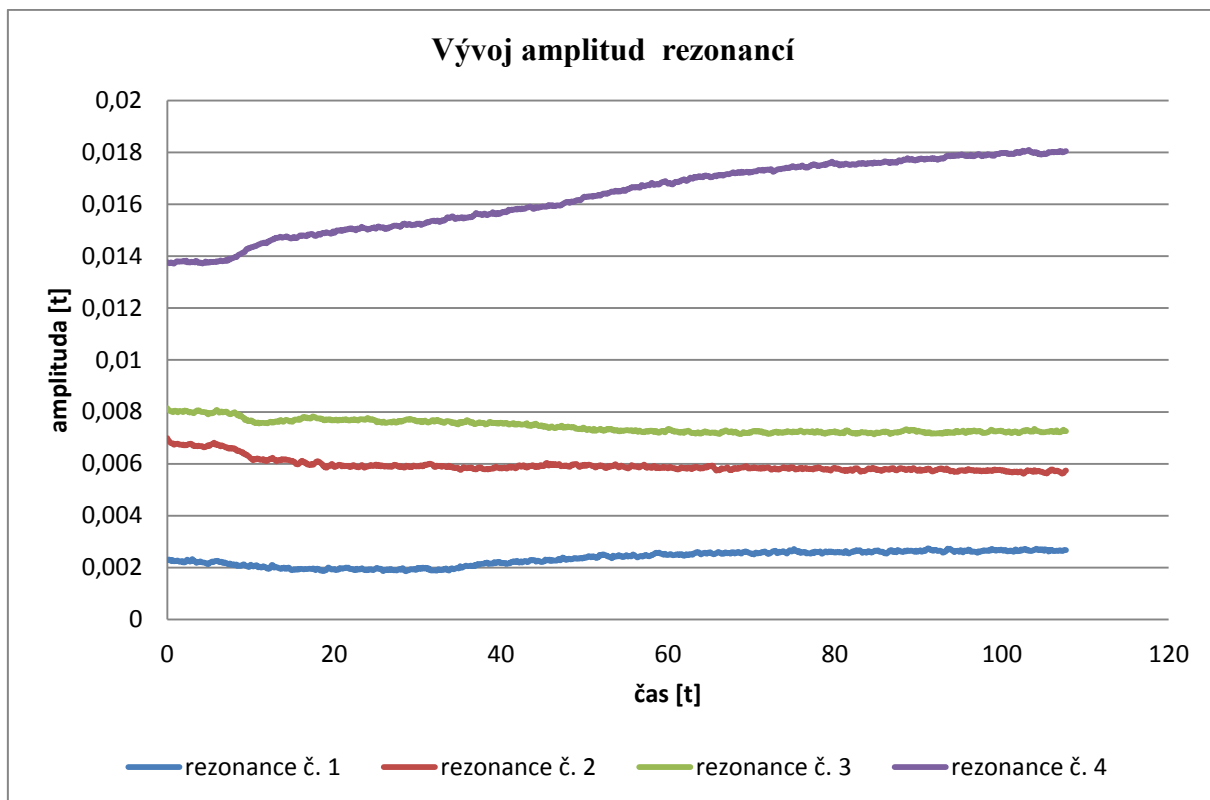
Graf. C. 2 soustava s vibrační hlavou č. 1



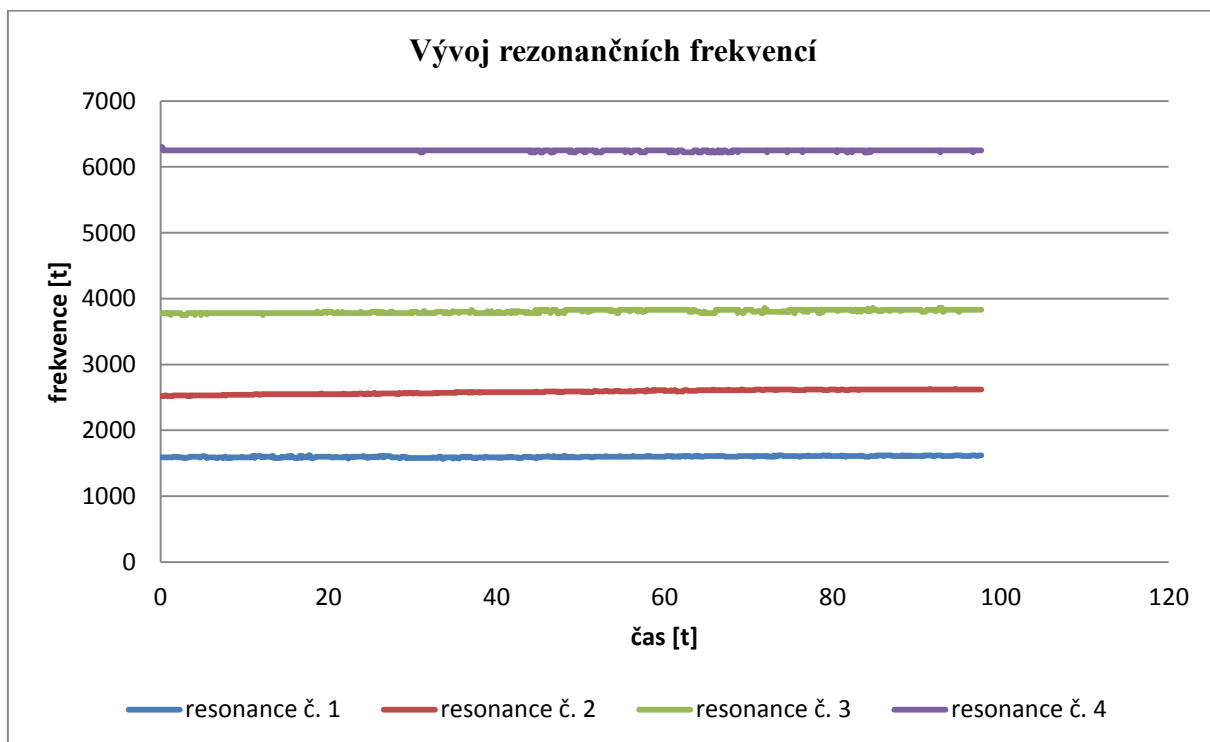
Graf. C. 3 soustava s vibrační hlavou č. 1



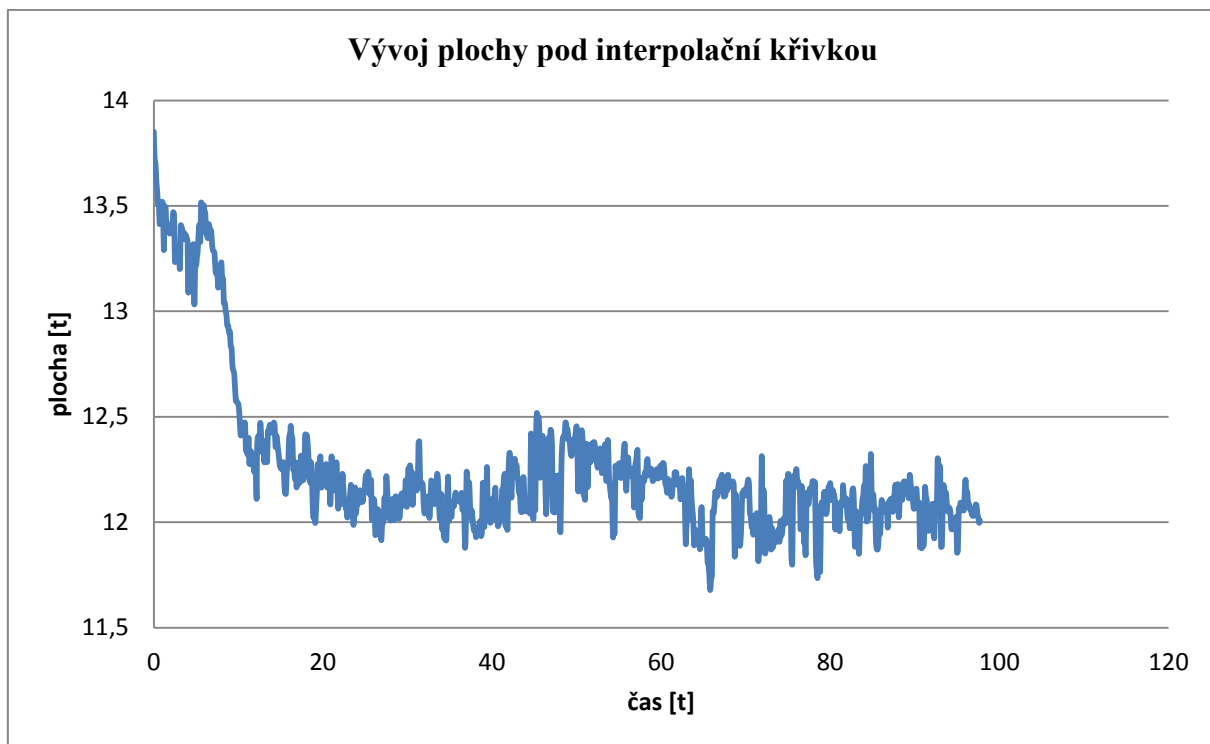
Graf. C. 4 soustava s vibrační hlavou č. 1



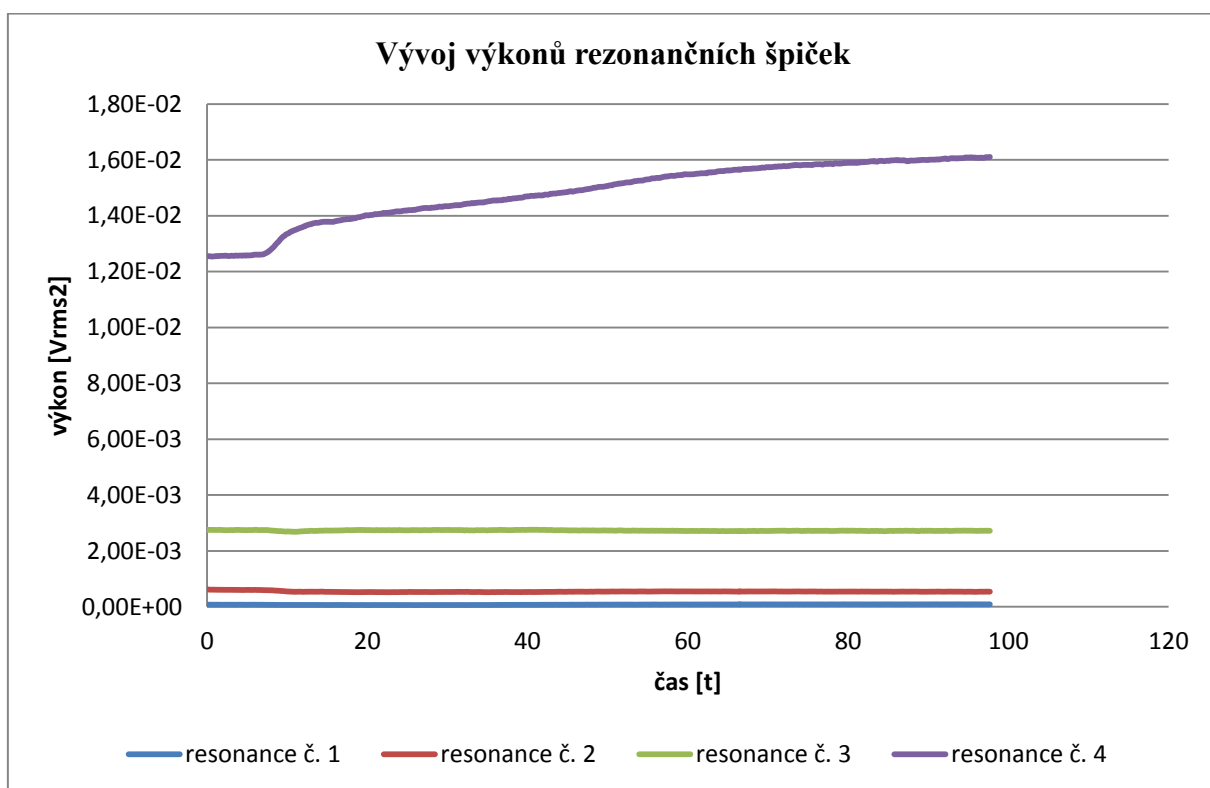
Graf. D. 1 soustava s modifikovanou vibrační hlavou



Graf. D. 2 soustava s modifikovanou vibrační hlavou



Graf. D. 3 soustava s modifikovanou vibrační hlavou



Graf. D. 4 soustava s modifikovanou vibrační hlavou

Zapojení proudové ochrany

MXM1152

Modul omezení proudového nárazu při zapnutí (soft start)

EZK

TECHNICKÉ PARAMETRY

Rozsah střídavého napájecího napětí U_{\sim} :	29 až 70V / 50Hz
Rozsah stejnosměrného napájecího napětí U_{ss} :	40 až 100V
Napájecí proud:	25mA (max.)
Maximální zatěžovací proud relé I_{O} :	10A
Doba sepnutí relé:	cca 2 s (typ.)
Sériový ochranný odpor při počátečním připojení transformátoru:	27Ω (33Ω) / 10W resp. 13.5Ω (16.5Ω) / 20W
Výška modulu:	30 mm
Rozteč otvorů pro uchycení:	42.5 x 80 mm
Rozměry plošného spoje EZK621:	50 x 90 mm
Stupeň obtížnosti:	3

VARIANTY PROVEDENÍ

MXM1152 SX - stavebnice	typ č. 621
MXM1152 HX - osazený a oživený modul	typ č. 622

Rozpis součástek:

R_1	330R
R_2, R_3, R_4	100k
R_5	220k
R_6	1M
R_7	2k2 / 2W
R_8, R_9	27R (33R) / 10W
R_{10}	820R / 1W
drát. spojka s izolací	1 ks
C_1	ELRA 100M / 100V
C_2	ELRA 10M / 100V
D_1	1N4007
D_2, D_3, D_4, D_6	1N4148
D_5	BZX55 / 10V
T_1, T_2	BC556B
T_3	BS170
Re_1	RAS2415
faston 2.8 x 0.8 VSP	2 ks
faston 6.3 x 0.8 VRP	3 ks
jumper 2 x 1	1 ks
jumper spojka	1 ks
plošný spoj EZK 621	

Poznámka:

Všechny rezistory jsou typu R0204 (1%, 0.5W, 50ppm), kromě R_7 až R_{10} a ELRA jsou radiální elektrolytické kondenzátory.

A) Popis vývodů

1	U_{\sim}	vinutí transformátoru (kladné napájecí napětí)
2	GND	vinutí transformátoru (zem kladného napájecího zdroje)
3	230V~	vstup síťového napětí
4	TR1	výstup na transformátor (přes R_8 a Re_1)
5	TR2	výstup na transformátor (přes R_9)

B) Popis zapojení

Modul MXM1152 slouží k omezení proudového nárazu při zapnutí zesilovače. Je řešen zcela univerzálně, takže je použitelný u libovolných zesilovačů s jedním nebo dvěma síťovými transformátory při výkonech do cca 1000VA. Modul MXM1152 je nutno napájet přímo z vhodného sekundárního vinutí transformátoru (29 až 70V~) zdroje koncového zesilovače (při napájení ze stejnosměrného zdroje 40 až 100V / 25mA by tento zdroj měl po vypnutí co nejrychleji „ztratit“ napětí tak, aby byla zachována správná funkce modulu. V závislosti na velikosti napájecího napětí je nutno správně umístit zkratovací spojku na konektoru J1, kterou se nastavuje napětí na relé Re_1 a Re_2 (při stejnosměrném napájecím napětí na C_1 do 65V by J1 měl být zkratován, nad toto napětí rozpojen - pro správnou funkci by mělo být na cívice relé napětí 18 až 36V). Standardně se u modulu připojuje

primární vinutí síťového transformátoru přes rezistor R_8 , v případě, že je vhodnější hodnotu rezistoru zmenšit, spojí se rezistory R_8 a R_9 drátovou spojkou paralelně.

Funkce modulu je následující:

Síťový transformátor, který je připojený ke svorce TR1 je zpočátku připojen k síťovému napětí přes rezistor R_8 . Po uplynutí cca 2sec. spíná relé a jeho kontakt zkratuje výkonový rezistor a transformátor je připojen přímo k síťovému napětí.

C) Postup při osazování plošného spoje

Plošný spoj osazujte po „vrstvách“ tj. nejdříve osadte miniaturní diody a rezistory, **kteřé jste před zapájením přeměřili!!!** Dále postupně osadte všechny zbývající součástky. Všechny součástky osazujte s co nejkratšími vývody, pouze R_7 osadte cca 5mm na nad desku plošného spoje a rezistory R_8 a R_9 osadte ještě výše a tak, aby se nedotýkaly relé. Proveďte důkladnou optickou kontrolu osazeného plošného spoje a případné chyby opravte. Zvláště upozorňujeme na důkladnou kontrolu **polarity elektrolytických kondenzátorů a diod.**

D) Kontrola funkce

Při správném osazení se modul nemusí vůbec oživovat, přesto je nutné zkontrolovat jeho základní funkce. Dodržení níže uvedeného postupu je nezbytné, protože tento způsob zabezpečuje, že při případné chybě nedojde ke zničení drahých součástek a **je podmínkou pro uznání případné reklamace.**

Postup je následující:

- Osazenou desku se zkratovaným jumperem J1 připojte ke zdroji cca 40V přes ochranný rezistor cca 47R / 2W. Zapněte napájecí zdroj. Měřením na rezistoru zjistíte odběr modulu. Měl by být cca 13mA (úbytek na R cca 0.7V). Relé by měla přibližně za 2 sec. sepnout a zkratovat rezistory R_8 a R_9 .
- Je-li vše v pořádku, odstraňte ochranný rezistor a proveďte funkci modulu v celém rozsahu napájecích napětí (za využití jumperu J1).

P o z n á m k y:

Při práci s modulem MXM1152 je nutno dodržovat bezpečnostní předpisy týkající se práce se síťovým napětím. Na všech svorkách modulu, rezistorech R_8 a R_9 , vývodech kontaktu relé Re_1 a příslušných přívodních vodičích a DPS je síťové napětí 230V!!!! a jinde je usměrněné napětí až 100V. Při zabudování do skříně zesilovače musí být modul kvalitně odizolován od okolí a musí být kryt tak, aby nemohlo dojít k úrazu elektrickým proudem. Kovová skříň musí být buď spojena se zemnicím kolíkem zásuvky, nebo musí být provedena ochrana dvojitou izolací.

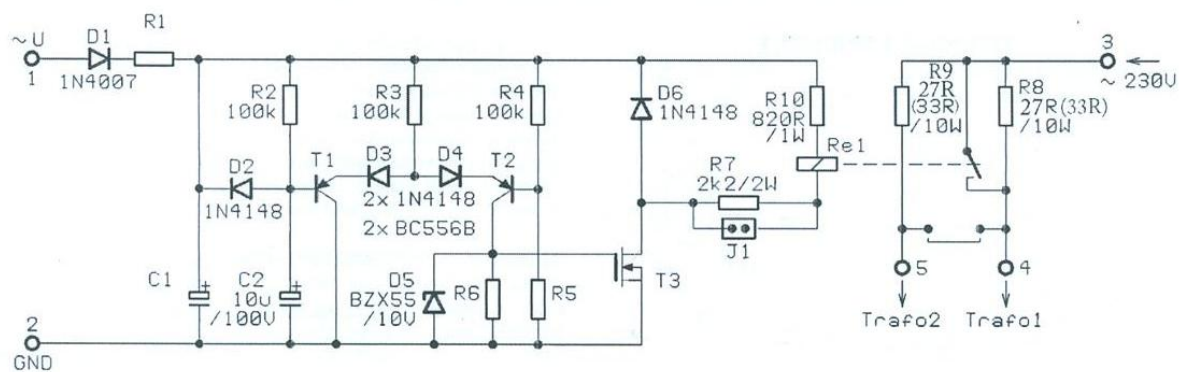
E) Doporučené doplňky:

Síťový transformátor:	TST200 až TST1000
Konektory:	faston ZAK6.3 x 0.8, ZK2.8 x 0.8

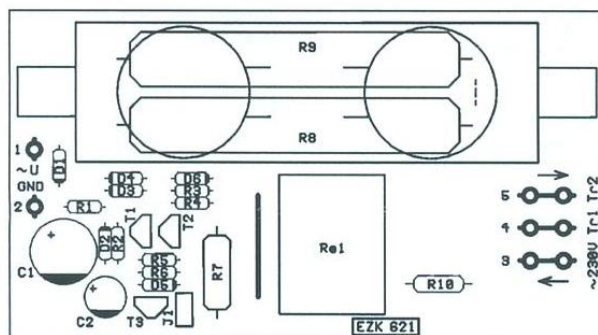
F) Reklamační

Při bezchybném sestavení zesilovače a po kontrole funkce dle odstavce D) nemůže dojít ke zničení modulu. U stavebnice jsou všechny aktivní součástky před kompletací přeměřeny. Reklamační na nesprávně dodané součástky uznáváme jen v případě, kdy budou vráceny nepájené, tudíž byly vyřazeny před osazením do plošného spoje. Osazené a oživené moduly jsou u výrobce přeměřeny a je zaručena jejich správná funkce. **Přesto i u nich je nezbytné nutné provést kontrolu dle odstavce D, aby se vyloučilo případné poškození při dopravě s následným elektrickým poškozením. Nedodržení kontroly funkce dle odstavce D) je důvodem pro neuznání reklamace.**

Schéma zapojení XMX1152



Rozmístění součástek na plošném spoji



XMX 1152 HX

